

Министерство образования и науки Российской Федерации
федеральное государственное автономное образовательное учреждение
высшего образования
**«НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ТОМСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»**

Институт Физико-технический
Направление подготовки 14.04.02 Ядерная физика и технологии
Кафедра Прикладная физика

МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ

| Тема работы |
|--|
| Возможности применения фазово-контрастной рентгенографии в исследовании слабопоглощающего биологического объекта |

УДК 621.386.8:616-073.756.8

Студент

| Группа | ФИО | Подпись | Дата |
|--------|-----------------------------|---------|------|
| 0AM51 | Бабичева Валентина Олеговна | | |

Руководитель

| Должность | ФИО | Ученая степень, звание | Подпись | Дата |
|--|------------------|---------------------------|---------|------|
| Зав.каф. луч. терапии СибГМУ, профессор | Завадовская В.Д. | д.м.н. | | |

КОНСУЛЬТАНТЫ:

По разделу «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение»

| Должность | ФИО | Ученая степень, звание | Подпись | Дата |
|----------------------|-----------------|---------------------------|---------|------|
| Доцент каф. МЕН ИСГТ | Верховская М.В. | к.экон.н. | | |

По разделу «Социальная ответственность»

| Должность | ФИО | Ученая степень, звание | Подпись | Дата |
|-----------------------|---------------|---------------------------|---------|------|
| Ассистент каф. ПФ ФТИ | Гоголева Т.С. | к.ф-м.н. | | |

ДОПУСТИТЬ К ЗАЩИТЕ:

| Зав. кафедрой | ФИО | Ученая степень, звание | Подпись | Дата |
|-----------------|-------------|---------------------------|---------|------|
| Зав.каф. ПФ ФТИ | Вагнер А.Р. | к.ф-м.н. | | |

Министерство образования и науки Российской Федерации
 Федеральное государственное автономное образовательное учреждение
 высшего образования
**«НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
 ТОМСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»**

Институт Физико-технический
 Направление подготовки 14.04.02 Ядерная физика и технологии
 Кафедра Прикладная физика

УТВЕРЖДАЮ:
 Зав. кафедрой
 _____ Вагнер А.Р.
 (Подпись) (Дата) (Ф.И.О.)

**ЗАДАНИЕ
 на выполнение выпускной квалификационной работы**

В форме:

| |
|--------------------------|
| магистерской диссертации |
|--------------------------|

Студенту:

| Группа | ФИО |
|--------|-----------------------------|
| 0AM51 | Бабичева Валентина Олеговна |

Тема работы:

| | |
|--|----------------------|
| Возможности применения фазово-контрастной рентгенографии в исследовании слабопоглощающего биологического объекта | |
| Утверждена приказом директора (дата, номер) | от 31.01.2017, 545/с |

| | |
|--|------------|
| Срок сдачи студентом выполненной работы: | 01.06.2017 |
|--|------------|

ТЕХНИЧЕСКОЕ ЗАДАНИЕ:

| | |
|---|---|
| Исходные данные к работе | Образцы гиалинового хряща, аппаратно-программный комплекс рентгенографии, разработанный на кафедре ПФ ТПУ в лаборатории «Рентгеновская оптика» |
| Перечень подлежащих исследованию, проектированию и разработке вопросов | <ol style="list-style-type: none"> 1. Классификация и анализ существующих на сегодняшний день методов фазово-контрастной рентгенографии с целью выбора наиболее перспективного из них. 2. Обзор аппаратно-программного комплекса 3. Моделирование работы АПК в программе «Компьютерная лаборатория»; 4. Исследование биологических образцов с помощью оригинального аппаратно-программного комплекса. 5. Сравнение срезов, полученных программным способом из КТ-изображений и гистологических срезов биологических образцов. 6. Анализ полученных результатов, оценка возможностей применения данного метода в клинических условиях. |

| | | |
|---|---|--|
| Перечень графического материала | | |
| Консультанты по разделам выпускной квалификационной работы | | |
| Раздел | Консультант | |
| Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение | М.В. Верховцева, кандидат экономических наук, доцент | |
| Социальная ответственность | Т.С. Гоголева, кандидат физико-математических наук, ассистент | |
| Английский язык | И.Л. Емельянов, кандидат социологических наук, доцент | |
| Английский язык | Д.А. Веригин, старший преподаватель | |
| Названия разделов, которые должны быть написаны на русском и иностранном языках: | | |
| 2 | Литературный обзор методов получения фазово-контрастных изображений | |
| | | |
| | | |

| | |
|---|--|
| Дата выдачи задания на выполнение выпускной квалификационной работы по линейному графику | |
|---|--|

Задание выдал руководитель:

| Должность | ФИО | Ученая степень, звание | Подпись | Дата |
|---------------------------------------|------------------|------------------------|---------|------|
| Зав.каф.луч.терапии СибГМУ, профессор | Завадовская В.Д. | д.м.н. | | |

Задание принял к исполнению студент:

| Группа | ФИО | Подпись | Дата |
|--------|------------------------------|---------|------|
| 0AM51 | Бабичева Валентина Олеговна. | | |

Министерство образования и науки Российской Федерации
Федеральное государственное автономное образовательное учреждение
высшего образования
**«НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ТОМСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»**

Институт физико-технический
Направление подготовки 14.04.02 Ядерная физика и технологии
Уровень образования магистратура
Кафедра прикладная физика
Период выполнения весенний семестр 2016/2017 учебного года

Форма представления работы:

| |
|--------------------------|
| магистерская диссертация |
|--------------------------|

КАЛЕНДАРНЫЙ РЕЙТИНГ-ПЛАН
выполнения выпускной квалификационной работы

| | |
|--|------------|
| Срок сдачи студентом выполненной работы: | 01.06.2017 |
|--|------------|

| Дата контроля | Название раздела (модуля) / вид работы (исследования) | Максимальный балл раздела (модуля) |
|---------------|---|------------------------------------|
| 17.02.2017 | Разработка методики проведения исследования | |
| 15.03.2017 | Обзор литературных источников по теме исследования | |
| 25.03.2017 | Планирование эксперимента | |
| 31.04.2017 | Подготовка и проведение пробного эксперимента | |
| 07.04.2017 | Подготовка проб | |
| 12.04.2017 | Лабораторный эксперимент | |
| 20.04.2017 | Математическое моделирование работы установки | |
| 01.05.2017 | Дозиметрия | |
| 21.05.2017 | Анализ и сравнение результатов экспериментов | |
| 31.05.2017 | Оформление пояснительной записки и презентации | |

Составил преподаватель:

| Должность | ФИО | Ученая степень, звание | Подпись | Дата |
|--|------------------|------------------------|---------|------|
| Зав.каф.луч.терапии СибГМУ, профессор | Завадовская В.Д. | д.м.н. | | |

СОГЛАСОВАНО:

| Зав. кафедрой | ФИО | Ученая степень, звание | Подпись | Дата |
|-----------------|-------------|------------------------|---------|------|
| Зав.каф. ПФ ФТИ | Вагнер А.Р. | к.ф-м.н | | |

**ЗАДАНИЕ ДЛЯ РАЗДЕЛА
«ФИНАНСОВЫЙ МЕНЕДЖМЕНТ, РЕСУРСОЭФФЕКТИВНОСТЬ И
РЕСУРСОСБЕРЕЖЕНИЕ»**

Студенту:

| | |
|---------------|-----------------------------|
| Группа | ФИО |
| 0AM51 | Бабичева Валентина Олеговна |

| | | | |
|----------------------------|---------------------------|----------------------------------|--------------------------------------|
| Институт | Физико-технический | Кафедра | ПФ |
| Уровень образования | Магистратура | Направление/специальность | 14.04.02 Ядерные физика и технологии |

Исходные данные к разделу «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение»:

| | |
|---|--|
| <p>1. <i>Стоимость ресурсов научного исследования (НИ): материально-технических, энергетических, финансовых, информационных и человеческих</i></p> <p>2. <i>Нормы и нормативы расходования ресурсов</i></p> <p>3. <i>Используемая система налогообложения, ставки налогов, отчислений, дисконтирования и кредитования</i></p> | <p>Работа с информацией, представленной в российских и иностранных научных публикациях, аналитических материалах, статистических бюллетенях и изданиях, нормативно-правовых документах. Работа на лабораторных исследовательских установках.</p> |
|---|--|

Перечень вопросов, подлежащих исследованию, проектированию и разработке:

| | |
|--|---|
| <p>1. <i>Оценка коммерческого потенциала, перспективности и альтернатив проведения НИ с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения</i></p> <p>2. <i>Планирование и формирование бюджета научных исследований:</i></p> <p>3. <i>Оценка ресурсной, финансовой, социальной, бюджетной эффективности научного исследования</i></p> | <p>Оценочная карта конкурентных технических решений</p> <p>Иерархическая структура работ Календарный план-график реализации проекта</p> <p>Определение ресурсоэффективности проекта</p> |
|--|---|

Перечень графического материала (с точным указанием обязательных чертежей)

| | |
|--|--|
| <p>1. Оценочная карта конкурентных технических решений</p> <p>2. Матрица SWOT</p> <p>3. Иерархическая структура работ</p> <p>4. Организационная структура проекта</p> <p>5. Календарный план проекта</p> <p>6. Бюджет проекта</p> <p>7. Определение ресурсоэффективности проекта</p> | |
|--|--|

| | |
|---|--|
| Дата выдачи задания для раздела по линейному графику | |
|---|--|

Задание выдал консультант:

| | | | | |
|----------------------|-----------------|-------------------------------|----------------|-------------|
| Должность | ФИО | Ученая степень, звание | Подпись | Дата |
| Доцент каф. МЕН ИСГТ | Верховская М.В. | к.ЭКОН.Н. | | |

Задание принял к исполнению студент:

| | | | |
|---------------|-----------------------------|----------------|-------------|
| Группа | ФИО | Подпись | Дата |
| 0AM51 | Бабичева Валентина Олеговна | | |

ЗАДАНИЕ ДЛЯ РАЗДЕЛА «СОЦИАЛЬНАЯ ОТВЕТСТВЕННОСТЬ»

Студенту:

| | |
|--------|-----------------------------|
| Группа | ФИО |
| 0AM51 | Бабичева Валентина Олеговна |

| | | | |
|---------------------|--------------|---------------------------|--------------------------------------|
| Институт | ФТИ | Кафедра | ПФ |
| Уровень образования | магистратура | Направление/специальность | 14.04.02 Ядерные физика и технологии |

Исходные данные к разделу «Социальная ответственность»:

| | |
|---|---|
| <p>1. Описание рабочего места (рабочей зоны) на предмет возникновения:</p> | <ul style="list-style-type: none"> – вредных проявлений факторов производственной среды (микроклимат, освещение, шумы, вибрации, электромагнитные поля, ионизирующее излучение); – опасных проявлений факторов производственной среды (электрической, пожарной и взрывной природы). |
| <p>2. Знакомство и отбор законодательных и нормативных документов по теме</p> | <ul style="list-style-type: none"> – электробезопасность; – пожаровзрывобезопасность; – требования охраны труда при работе на ПЭВМ. – Требования охраны труда при работе с источниками ионизирующего излучения |

Перечень вопросов, подлежащих исследованию, проектированию и разработке:

| | |
|---|---|
| <p>1. Анализ выявленных вредных факторов проектируемой производственной среды в следующей последовательности:</p> | <ul style="list-style-type: none"> – действие фактора на организм человека; – приведение допустимых норм с необходимой размерностью (со ссылкой на соответствующий нормативно-технический документ); – предлагаемые средства защиты (коллективные и индивидуальные). |
| <p>2. Анализ выявленных опасных факторов проектируемой произведённой среды в следующей последовательности:</p> | <ul style="list-style-type: none"> – электробезопасность (в т.ч. статическое электричество, средства защиты); – пожаровзрывобезопасность (причины, профилактические мероприятия, первичные средства пожаротушения). – радиационная безопасность |

Дата выдачи задания для раздела по линейному графику

Задание выдал консультант:

| Должность | ФИО | Ученая степень, звание | Подпись | Дата |
|--------------------------|---------------|------------------------|---------|------|
| Ассистент каф. ПФ ФТИ | Гоголева Т.С. | к.ф-м.н. | | |

Задание принял к исполнению студент:

| | | | |
|--------|-----------------------------|---------|------|
| Группа | ФИО | Подпись | Дата |
| 0AM51 | Бабичева Валентина Олеговна | | |

Реферат

Выпускная квалификационная работа содержит 118 страниц, 24 рисунка, 23 таблицы, 27 источников, 2 приложения.

Ключевые слова: метод фазово-контрастной рентгенографии, метод абсорбционно-эмиссионной томографии, гиалиновый хрящ, медицинские методы визуализации, рентгенография.

Объектом исследования являются снимки гиалинового хряща и эпифиза кости млекопитающего, полученные методом традиционной абсорбционной томографии.

Целью магистерской диссертации является изучение возможностей применения фазово-контрастной рентгенографии в исследовании биологического объекта с низкими абсорбционными свойствами на примере гиалинового хряща на базе аппаратно-программного комплекса, разработанного в лаборатории «Рентгеновская оптика» Томского Политехнического университета.

В процессе исследования проводились рентгенография четырех образцов суставной части коровьего колена размером около 1 см³. В результате исследования были получены рентгенографические изображения образцов хряща и губчатой костной структуры снятые под различными углами относительно начального положения фазовращателя в начальный момент времени и рентгенографические срезы данного образца на уровнях кратных 5,5 мкм.

В настоящий момент проводятся лабораторные исследования метода фазово-контрастной визуализации. Силами кафедры Прикладной физики НИ ТПУ был разработан и апробирован аппаратный комплекс для получения рентгеновских снимков методом классической абсорбционной томографии. В будущем планируется модернизировать аппаратный комплекс (АПК) с помощью дифракционных решёток Тальбо для получения фазово-контрастных

изображений биологических тканей и дальнейшего изучения дифракционных свойств рентгеновского излучения.

Фазово-контрастная визуализация может быть эффективно применена в медицинских неинвазивных исследованиях, а также в неразрушающем контроле конструкций и материалов.

Экономическая значимость исследования заключается в удешевлении модернизации устаревших существующих рентгенографических систем, таких как компьютерные томографы и рентгеновские установки с целью улучшения качества исследований без необходимости замены аппаратов.

Содержание

| | |
|--|----|
| Введение | 11 |
| 1 Физика получения фазово-контрастных изображений | 16 |
| 2 Обзор литературы по методам получения фазово-контрастных изображений | 20 |
| 2.1 Интерференционный метод с использованием дополнительного опорного пучка | 21 |
| 2.2 Метод рентгеновской интерферометрии с применением дифракционных решёток Тальбо | 26 |
| 2.3 Рентгеновская дифракция | 31 |
| 2.4 Метод линейной голографии | 38 |
| 2.5 Метод кодированной диафрагмы | 41 |
| 3 Обзор аппаратного комплекса | 43 |
| 3.1 Пиксельный детектор ModuPIX | 43 |
| 3.2 Сцинтилляционные детекторы | 46 |
| 3.3 Кристаллические монохроматоры | 46 |
| 4 Оценка дозовой нагрузки АПК | 48 |
| 5 Эксперимент | 51 |
| 6 Анализ результатов | 54 |
| 7 Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение | 58 |
| 7.1 Предпроектный анализ | 58 |
| 7.2 Анализ конкурентных технических решений с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения | 59 |
| 7.3 Планирование научно-исследовательских работ | 61 |
| 7.3.1 Иерархическая структура работ проекта | 61 |
| 7.3.2 Контрольные события проекта | 62 |
| 7.3.3 План проекта | 63 |
| 7.4 Бюджет научно-технического исследования | 64 |

| | | |
|-------|--|-----|
| 7.4.1 | Расчет материальных расходов..... | 65 |
| 7.4.2 | Расчет амортизации оборудования для экспериментальных работ..... | 67 |
| 7.4.3 | Расчет заработной платы исполнителей..... | 68 |
| 7.4.4 | Отчисления на социальные нужды..... | 71 |
| 7.4.5 | Накладные расходы..... | 72 |
| 7.5 | Формирование бюджета затрат НТИ..... | 73 |
| 7.6 | Организационная структура проекта..... | 74 |
| 7.7 | Определение ресурсной эффективности исследования..... | 75 |
| 8 | Социальная ответственность..... | 79 |
| 8.1 | Анализ опасных и вредных производственных факторов..... | 79 |
| 8.2 | Обоснование и разработка мероприятий по снижению уровней опасного и вредного воздействия и устранению их влияния при работе на ПК и АПК..... | 82 |
| 8.2.1 | Организация рабочего места оператора ПК..... | 82 |
| 8.2.2 | Условия безопасной среды..... | 84 |
| 8.3 | Радиационная безопасность..... | 87 |
| 8.4 | Электробезопасность..... | 90 |
| 8.5 | Противопожарная безопасность..... | 92 |
| | Заключение..... | 96 |
| | Список использованной литературы..... | 98 |
| | Приложение А..... | 101 |
| | Приложение Б..... | 117 |

Введение

С момента открытия рентгеновских лучей в конце 19-го века, возможности поглощения данного излучения веществом нашли широкое применение во многих областях человеческой деятельности. В беспрецедентно короткий промежуток времени были тщательно изучены характеристики нового вида излучения и особенности его взаимодействия со средой. Результаты излучения послужили толчком к развитию дальнейшего понимания свойств материалов и поиску новых способов применения рентгеновского излучения в различных научных и промышленных областях, например, биологии, медицине, материаловедении и прочих. На сегодняшний день рентгеновское изображение является бесценным инструментом при проведении неразрушающего контроля в архитектуре, строительстве, материаловедении, а также в медицинской визуализации и 3D-печати искусственных органов и тканей для протезирования.

Рентгеновские изображения обеспечивают проекцию ослабления излучения при прохождении его через вещество. Явление ослабления излучения тесно связано с плотностью и составляющими элементами исследуемого объекта. Таким образом рентгеновские лучи позволяют визуализировать структуру и плотность исследуемого объекта. Рентгеновская компьютерная томография (КТ) позволяет получать объемную информацию об объекте, например, топологию тканей и костей пациента, что даёт возможность качественно дифференцировать опухоли и иные патологические области от здоровых тканей. Несмотря на то, что в последние годы магнитно-резонансная томография (МРТ) получила широкое признание в медицинской визуализации, компьютерная томография, несмотря на лучевую нагрузку данного метода, до сих пор пользуется высоким спросом из-за её экономической эффективности и более высоких разрешающих свойств в некоторых режимах работы по сравнению с МРТ.

Несмотря на наличие таких качественных и высокочувствительных систем медицинской визуализации, как КТ и МРТ, сегодня остро стоит проблема дифференциации близких по своей плотности и составу мягкотканых образований, таких как органы средостения, брюшной полости и малого таза.

Большая часть органов из представленных областей плохо визуализируется без введения дополнительных контрастных веществ, таких как сульфат бария, йодсодержащие вещества, парамагнетики. Однако, как известно, введение подобных химических соединений в организм пациента может способствовать появлению побочных реакций и, в некоторых случаях, осложнений, например, уртикарная и петехиальная сыпь, ангионевротический отек, слезо- и слюнотечение, бронхо- и ларингоспазм, анафилактический шок, острая почечная и печеночная недостаточность и прочие, вплоть до летального исхода. К тому же производство, хранение и применение контрастирующих веществ требует внушительных финансовых затрат как со стороны государства, так и со стороны медицинских учреждений. Не стоит забывать и об экологической нагрузке, свойственной любому химическому производству, в том числе и производству контрастирующих веществ. Вышеперечисленные факторы обуславливают активный интерес научного сообщества к поиску нового, безопасного, эффективного и экономически выгодного метода получения высококонтрастного рентгеновского изображения. Одним из таких методов стал метод фазового контрастирования, изобретённый в 1935 году.

С появлением источников синхротронного излучения, которые обеспечивают высокую когерентность и монохроматичность гамма-излучения, удалось существенно увеличить разрешающую способность рентгеновских снимков, а также на несколько порядков увеличить качество дифференцирования мягких тканей за счет применения фазового контрастирования монохроматических рентгеновских лучей. Фазовый контраст, в отличие от контраста поглощения, используемого в стандартных режимах рентгеноскопии, представляет собой дополнительный механизм взаимодействия излучения с веществом и в своей основе использует волновую природу

рентгеновских лучей. Принимая во внимание волновой дуализм гамма-излучения, рентгеновские лучи можно рассматривать не только как направленный пучок высокоэнергетических фотонов, но и как волну. Единственное отличие от известных примеров волновых явлений заключается в том, что длина волны рентгеновского излучения очень мала, порядка нескольких ангстрем.

Из-за своей волновой природы, рентгеновские лучи при прохождении через вещество не только ослабляются, но также испытывают рассеяние на атомах среды – отклонения от первоначального направления движения, обусловленные взаимодействием волны с частицами внутри среды. В результате, локальный сдвиг фазы будет генерироваться в рентгеновской волне после выхода из объекта. Физически, локальные фазовые сдвиги рентгеновских волн определяются локальной электронной плотностью объекта. А именно, когда рентгеновские лучи распространяются через материю, внутренняя структурная информация о материале кодируется в соответствующие волновые фронты искажений. Таким образом, путем обнаружения искажения волнового фронта рентгеновских лучей, можно получить структурную информацию об объекте. Существует несколько методов, которые были использованы для извлечения волнового фронта искажений; эти методы в совокупности называются методом фазово-контрастной рентгенографии.

Для разделения рентгеновского излучения на фазы сегодня существуют несколько методов: рентгеновская дифракция, рентгеновская интерферометрия, линейная голография, кодирование диафрагмы, интерферометрия с применением дифракционных решеток.

Фазово-контрастная рентгенография с применением дифракционных решеток является усовершенствованным методом рентгеновской визуализации, который за последние несколько лет получил широкое признание европейских специалистов. Получаемое с помощью фазово-контрастной рентгенографии изображение представляет собой классическую рентгенограмму, улучшенную

посредством двух дополнительных изображений исследуемого объекта: его фазового контраста и темнопольного изображения.

Темнопольное изображение позволяет зарегистрировать близкие по своей плотности биологические объекты, а фазовый сдвиг создает четкие границы раздела сред и получаемое изображение приобретает необходимую детализированность.

Физический принцип дифракции заключается в методе измерения угла преломления рентгеновских лучей после прохождения через объект. На первом этапе рентгеновский пучок получается почти монохроматическим. Когда квазимонохроматический пучок рентгеновских лучей проходит через объект, фазовые сдвиги вызывают отклонение пучка от его первоначального направления распространения. Эта рефракция приводит к изменению угла падающего на кристалл анализатора пучка. В результате, из-за отклонения от дифракционного условия Брэгга, происходит изменение интенсивности при регистрации. Метод дифракции был изучен в основном с использованием синхротронного излучения и кристаллов кремния в зарубежных лабораториях. Тем не менее, можно также генерировать квазимонохроматические рентгеновские лучи с помощью обычной рентгеновской трубки и спектральной фильтрации.

Также следует учесть, что данный метод за счет возможности использования высокоэнергетических пучков излучения снижает дозовую нагрузку на пациента, а использование монохроматора позволяет создавать излучение близкое по своим свойствам к синхротронному. Также существующие на сегодняшний день высокоточные детекторы позволяют существенно улучшить разрешающую способность системы. При этом данная система вследствие простоты сборки и доступности оборудования дает возможность проводить исследования в условиях далеких от идеальных и позволяет достаточно быстро модернизировать существующее клиническое оборудование без больших финансовых затрат.

Проанализировав достоинства и недостатки всех существующих на сегодняшний день методов фазово-контрастной визуализации, для дальнейших исследований был выбран именно метод фазово-контрастной визуализации с использованием дифракционных решеток. К тому же, сейчас в России исследования по данной тематике единичны и далеки от практической полезности, в то время как Европейское научное сообщество осваивает данную технологию уже более десяти лет.

Целью магистерской диссертации является изучение возможностей применения фазово-контрастной рентгенографии в исследовании биологического объекта с низкими абсорбционными свойствами на примере гиалинового хряща на базе аппаратно-программного комплекса, разработанного в лаборатории «Рентгеновская оптика» Томского Политехнического университета.

Для достижения поставленной цели были выделены следующие задачи:

1. Классификация и анализ существующих на сегодняшний день методов фазово-контрастной рентгенографии с целью выбора наиболее перспективного из них.
2. Обзор аппаратно-программного комплекса
3. Моделирование работы АПК в программе «Компьютерная лаборатория» с целью оценки дозовой нагрузки установки на исследуемые объекты;
4. Исследование биологических образцов с помощью оригинального аппаратно-программного комплекса.
5. Анализ полученных результатов, оценка качества получаемых программным способом рентгенологических срезов, оценка возможностей применения данного метода в клинических условиях.

Теоретически и экспериментально доказано, что при регистрации волнового процесса, волна представляет собой цепь макроскопических явлений, наблюдаемых в видимом свете: отражения и преломления на границе раздела двух сред, а также дифракции и интерференции. Для описания этих явлений, среда часто рассматривается состоящей из однородных субрегионов с резкими границами, причем каждый субрегион имеет свой собственный макроскопический показатель преломления.

По определению, вакуум не влияет на волну, и, таким образом, имеет показатель преломления, равный единице. Для видимого света, показатель преломления часто больше, чем единица. Например, показатель преломления видимого света в стекле составляет от 1,5 до 1,8 [4]. Такой большой показатель преломления упрощает наблюдение явлений отражения и преломления видимого света в лабораторных условиях. В результате такой разницы в значениях показателей преломления для рентгеновской и оптической волн, очень трудно в лабораторных условиях наблюдать явление непосредственно рентгеновской рефракции. Для этих целей показатель преломления для рентгеновских лучей записывается в виде:

$$n = 1 - \delta + i\beta, \quad (1.1)$$

где δ – показатель преломления, отвечающий за рентгеновский фазовый сдвиг, а мнимая часть β отвечает за рентгеновское затухание.

Показатель преломления является безразмерной величиной и ее мнимая часть β связана с обычным линейным коэффициентом ослабления μ следующим образом:

$$\mu = 4\pi\beta\lambda, \quad (1.2)$$

где λ – длина волны рентгеновского излучения.

Декремент и мнимая часть показателя рентгеновского преломления приведены как:

$$\delta = \frac{\rho_e r_e \lambda^2}{2\pi}, \quad (1.3)$$

$$\beta = \left(\frac{\rho_e \lambda}{4\pi Z} \right) (\sigma_{pe} + \sigma_c), \quad (1.4)$$

где ρ_e – электронная плотность;

r_e – классический радиус электрона;

Z – атомный номер;

σ_{pe} и σ_c – сечение фотоэлектрического взаимодействия и сечение Комтоновского рассеяния.

Величина фазового сдвига в однородной среде определяется уменьшением показателя преломления среды и толщины среды. Неоднородная среда может рассматриваться как множество однородных сред с бесконечно малой толщиной и, таким образом, общее количество фазового сдвига рентгеновского излучения определяется формулой:

$$\phi = \frac{2\pi}{\lambda} \int_l dl \delta(l) = \lambda r_e \int_l dl \rho_e(l), \quad (1.5)$$

где d , мм – толщина однородной среды.

Таким образом, фазовый сдвиг однозначно определяется распределением электронной плотности. Это резко контрастирует с мнимой частью и связанным с ней коэффициентом линейного ослабления, который зависит от электронной плотности и атомного номера вещества, как показано в уравнении (1.4). Контурный интеграл от плотности электронов выражается в формуле (1.5) и напоминает ослабление рентгеновских лучей при прохождении через неравномерные среды. В случае ослабления, логарифм отношения числа входящих и выходящих фотонов дает линейный интеграл коэффициента ослабления:

$$\ln \frac{N_0}{N} = \int_l d\mu(l), \quad (1.6)$$

На основании уравнения (1.5) и аналогичной реконструкции КТ, до тех пор, пока можно измерить фазовый сдвиг, принципы томографической реконструкции могут быть применены к локальному распределению электронной плотности. Для достижения этой цели, фазовый сдвиг измеряется вокруг объекта под различными углами, а распределение локальной плотности электронов затем реконструируют с использованием соответствующего алгоритма восстановления изображений. Это физическая основа фазового контраста КТ.

Тем не менее, прямое измерение фазового сдвига часто бывает очень трудно реализовать на практике. Фазовые сдвиги должны быть соединены с другими величинами, которые легче поддаются измерению. Если предположить, что рентгеновская волна распространяется вдоль Z-направления, явление рефракции может быть измерено в плоскости XY, перпендикулярной к направлению распространения волны. Угол преломления Θ связан с фазовым сдвигом следующим образом:

$$\Theta(x, y) = \frac{\lambda}{2\pi} \frac{d}{dx} \phi(x, y). \quad (1.7)$$

Эта связь была использована в качестве основы для исследования свойств материала в современной оптике. Однако наблюдение этого эффекта рефракции для диагностических рентгеновских лучей по-прежнему является очень сложным процессом, так как угол преломления составляет порядка микро-радиан. В последние годы исследователи испытали множество различных схем для измерения угла преломления или его варианты, все они представлены в следующей главе.

2 Обзор литературы по методам получения фазово-контрастных изображений

С середины 90-х годов на Западе возрастает внимание к рентгеновской фазочувствительной визуализации, включая фазовую томографию, поскольку чувствительность в рентгеновской передаче изображений значительно улучшается по сравнению с традиционными методами, основанными на поглощении излучения. Чтобы создать контраст в зависимости от сдвига фазы рентгеновского излучения, вызванного объектом, было разработано несколько методов:

- интерференционный метод с применением дополнительного опорного пучка;
- рентгеновская интерферометрия с применением дифракционных решёток Тальбо;
- рентгеновская дифракция;
- метод линейной голографии;
- метод кодированной диафрагмы.

Впервые в этой области был применен кристаллический рентгеновский интерферометр. Поскольку в методах фазового контрастирования используется кристаллооптика в условиях брэгговской дифракции, для их выполнения требуется монохроматическая рентгеновская плоская волна. Это обуславливает необходимость применения источника яркого рентгеновского излучения, например, синхротрона.

Согласно ранее проведенным расчетам и экспериментальным исследованиям, фазово-чувствительная визуализация позволяет существенно сократить дозу рентгеновского облучения при одновременном достижении сравнимого или лучшего пространственного и контрастного разрешения изображения по сравнению с традиционным, полученным на основе поглощения рентгеновских лучей.

2.1 Интерференционный метод с использованием дополнительного опорного пучка

Старейшим и наиболее комплексным методом фазово-контрастной рентгенографии, применяемым для экспериментальных исследований является метод рентгеновской интерферометрии Бонса и Харта.

Метод Бонса-Харта использует три пластины кристаллического кремния, выставленных параллельно друг другу. Когда падающие рентгеновские лучи удовлетворяют условиям дифракции Брэгга, падающий луч разделяется на два луча. Эти лучи отражаются обратно на кристалл анализатора. Объект помещается на пути одного из пучков между зеркалом и кристаллом. После того, как луч проходит через объект изображения, в пучке образуется фазовый сдвиг. Этот луч затем интерферирует с другими пучками для генерации модуляций в интенсивности рентгеновского излучения. Для того, чтобы определить относительные изменения фаз, фазовращатель может быть помещен в опорный пучок для выполнения фазных смещений. Результирующий профиль модуляции интенсивности в плоскости детектора можно записать в виде:

$$I(x, y) = I_0(x, y) + I_1(x, y) \cos[\phi(x, y) + \phi_0], \quad (2.1)$$

где $\phi(x, y)$ – локальный фазовый сдвиг;

ϕ_0 – базовая фаза;

I_0 – усредненный уровень сигнала;

I_1 – амплитуда модуляции.

Использование метода изменения шага фазы на 2π для изменения базовой фазы $\phi_0 = j2\pi/M$, ($j = 1, 2, \dots, M$) с шагом M позволяет решить полученную систему уравнений для получения локального фазового сдвига $\phi(x, y)$. Минимальное число фазовых шагов равно 3 ($M = 3$), так как существует три неизвестных в уравнении (2.1): I_0, I_1, ϕ . При использовании более трех фазовых

шагов, фазовый сдвиг может быть определен с использованием первого коэффициента преобразования Фурье:

$$\sum_{j=1}^M I_j(x, y) e^{-i\frac{2\pi j}{M}} = \frac{MI_1(x, y)}{2} e^{i\phi(x, y)}. \quad (2.2)$$

где M – число фазовых шагов;

j – коэффициент преобразования Фурье.

Таким образом, фазовый сдвиг определяется как:

$$\varphi(x, y) = \arg \left\{ \sum_{j=1}^M I_j(x, y) e^{-i\frac{2\pi j}{M}} \right\}, \quad (2.3)$$

$$I_j(x, y) = I_0(x, y) + I_1(x, y) \cos \left[\varphi(x, y) + j \frac{2\pi}{M} \right]. \quad (2.4)$$

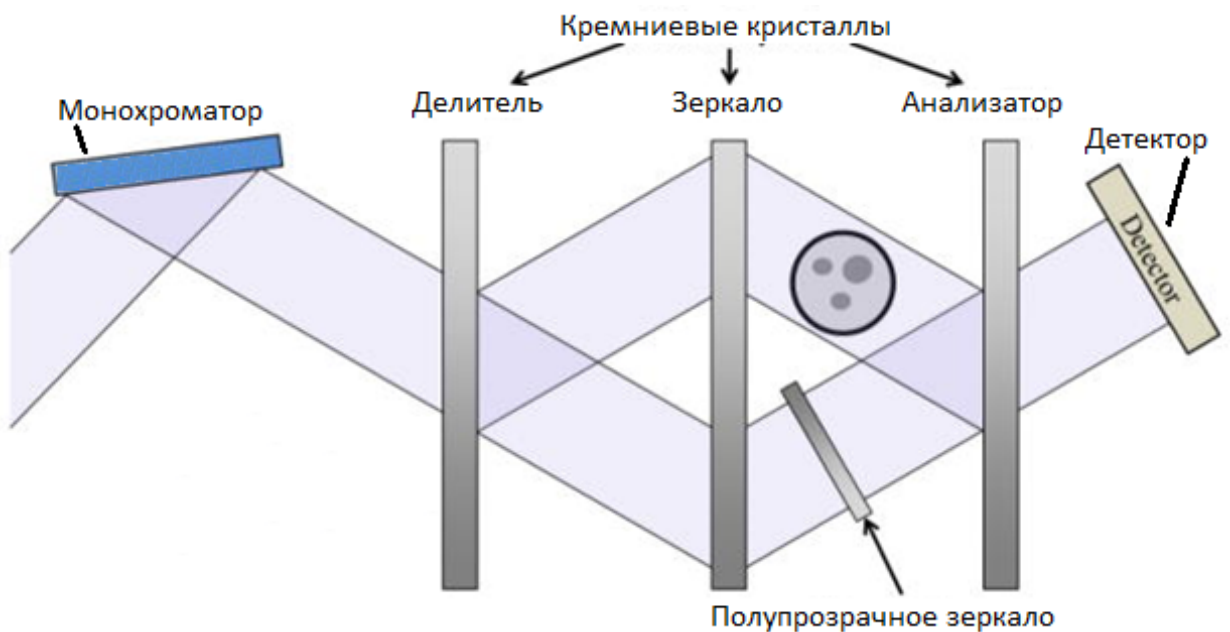


Рисунок 2.1. Настройки интерферометра рентгеновских лучей

Изображение объекта поворачивается, и локальный сдвиг фазы регистрируется при каждом положении объекта. Эта процедура измеряет ряд линейных интегралов, заданных уравнением (1.5). После этой стадии выполняется томографическая реконструкция для получения локального распределения электронной плотности.

Возможности применения метода интерференции были исследованы с помощью синхротронного рентгеновского излучения, так как только данный вид излучения обеспечивает необходимый уровень монохроматичности. Для регистрации чрезвычайно малых отклонений рентгеновских лучей от первоначального направления распространения используется высокочувствительная система анализа и детектирования прошедших через объект волн. Поэтому достижение необходимого уровня стабильности системы труднодостижимо при максимальной чувствительности детекторов и значительных размерах исследуемых объектов. Для увеличения степени чувствительности детекторов, кристаллические пластины для установки необходимо изготавливать из одного куска кремния, что ограничивает результирующее поле зрения несколькими сантиметрами, а также затрудняет процесс реконструкции результатов интерферометрии. Сочетание данных проблем с необходимостью наличия синхротрона может привести к тому, что клиническая полезность такой системы может оказаться несущественной.

Но при всех неудобствах реализации данного метода все же высокая чувствительность, достигаемая с помощью подобных установок, обеспечивает высокую плотность разрешения в диапазоне мг/см^3 и является большим достоинством данного метода, по сравнению с прочими.

Рассмотрим практическое применение метода рентгеновской интерферометрии на примере нескольких лабораторных исследований, проведенное группами зарубежных ученых.

В экспериментах Тохуры Такеды и пр. [2] для получения изображений метастатических клеток рака толстой кишки в печени использовался фазоконтрастный интерферометр с асимметричным кристаллом кремния, а также

было проведено сравнение результатов данного эксперимента с результатами, полученными при облучении здоровых тканей.

Для исследования было взято два вида образцов: ткани с метастатическим раком толстой кишки в печени и с гепатоцеллюлярной карциномой и циррозом печени. Образцы для исследования поместили в камеру, заполненную водой. Ячейка интерферометра была установлена на пути луча между зеркалом и анализатором интерферометра. По мере регистрации положения луча, образцы поворачивались внутри водной ячейки. Время экспозиции пучка составляло 60 секунд при каждой проекции, за период 180° было сделано 200 проекций при поле зрения 5×5 мм. Изображение было реконструировано с размером вокселя 12 мкм и пространственным разрешением 30 мкм. Энергия рентгеновского излучения была установлена на уровне 17,7 кэВ, поток в передней части образца был около 5×10^5 фотонов на кв.мм. в секунду.

Результаты показали разницу в преломлении излучения в тканях образцов. Были выявлены чёткие различия структур мёртвых тканей, раковых клеток и здоровых тканей без использования контрастного вещества: выявлены раковые клетки, отмершие ткани, а также капсулированные фиброзы в случаях гепатоцеллюлярной карциномы с циррозом печени и метастатическим раком толстой кишки в печени. Изображения, полученные с помощью фазово-контрастной КТ-томографии были аналогичны результатам, полученным с помощью оптической микроскопии низкого разрешения. Сравнение изображений, полученных методом фазово-контрастной рентгенографии и оптической микроскопии представлено на рисунках 2.2, 2.3.

Как известно, без использования контрастных веществ стандартные методы рентгеновской КТ иногда выявляют раковые клетки при толщине профиля равной 10 мм как области с меньшим, чем здоровые клетки уровнем поглощения. Однако фазово-контрастная рентгенографическая томография при толщине профиля 12 мкм. ясно показала различия в морфологических структурах патологических тканей. Тем не менее очень тонкие морфологические структуры не были чётко визуализированы.

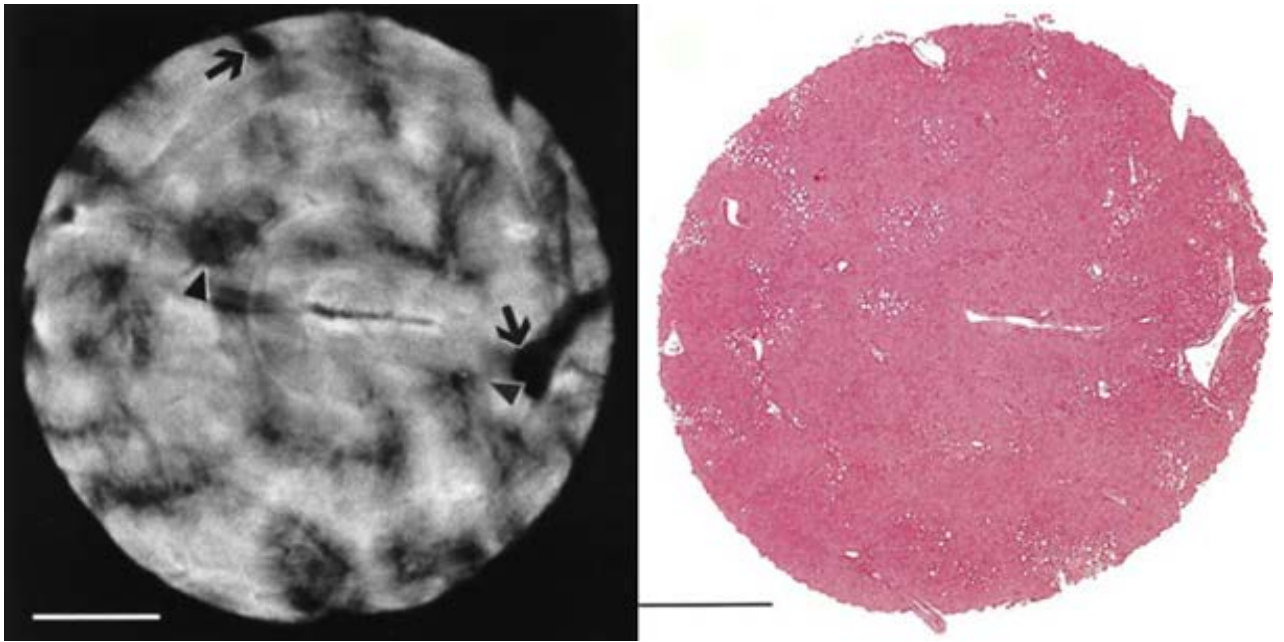


Рисунок 2.2. Фазо-контрастная КТ-томография тканей здоровой печени: здоровым клеткам (светлые области) соответствует высокий показатель преломления, в то время как низкий показатель преломления соответствует скоплениям сосудов (стрелки)

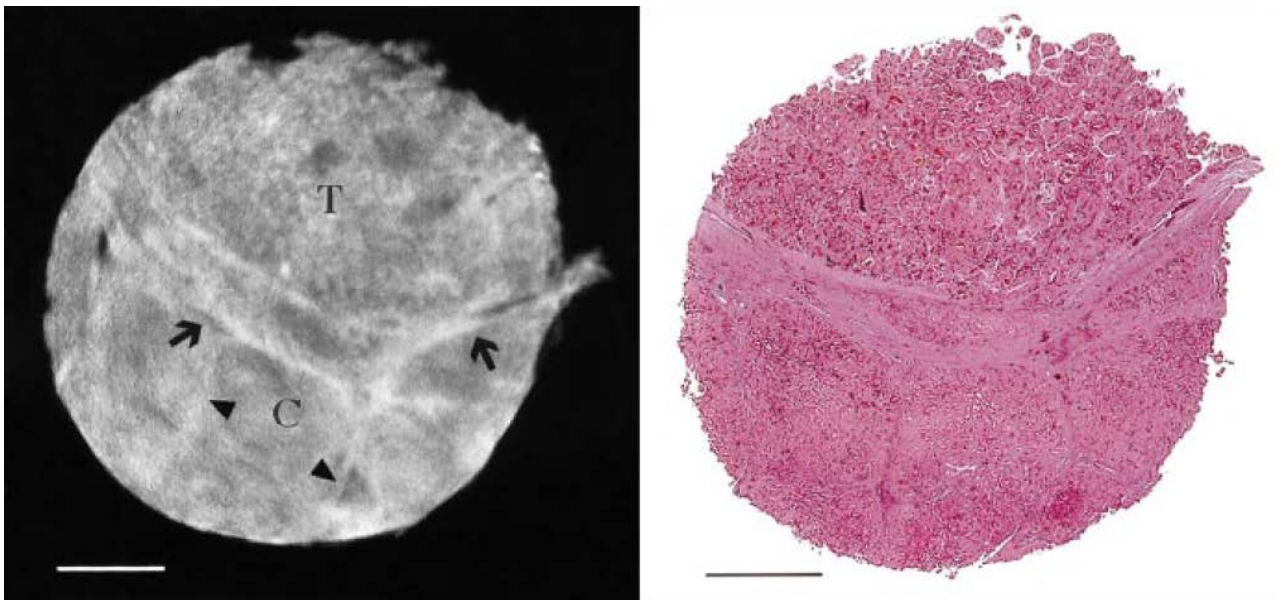


Рисунок 2.3. Фазо-контрастная КТ-томография гепатоцеллюлярной карциномы:
 Т – карцинома (низкий показатель преломления);
 С – цирроз тканей (высокий показатель преломления);
 Стрелками показаны фиброзные капсулы с высоким показателем преломления.

Детальные патологические структуры гепатоцеллюлярной карциномы не были визуализированы при пространственном разрешении 30 мкм. Таким образом, изменение показателя преломления чётко дифференцировано с помощью фазово-контрастной рентгенографической томографии из-за его высокой чувствительности. Тем не менее, фазово-контрастная РКТ ещё недостаточно развита для применения в медицинских целях. Наиболее важной задачей авторы определили создание метода для расширения поля зрения.

Таким образом, данный метод хорошо зарекомендовал себя в лабораторных условиях при наличии достаточно громоздкого и дорогостоящего оборудования (синхротрона), но малое поле зрения и нестабильность работы системы при его увеличении являются существенными недостатками системы, не позволяющими широко использовать данную методику, особенно в клинических условиях.

2.2 Метод рентгеновской интерферометрии с применением дифракционных решёток Тальбо

Также на данный момент существует разновидность метода рентгеновской интерферометрии с использованием дополнительного опорного пучка, разработанная недавно. В данном методе измерение угла рефракции рентгеновских лучей преобразуется в измерение интенсивности модуляций с использованием дифракционного интерферометра. Процесс интерферометрии происходит за счет эффекта Тальбо, также известного как эффект самовоспроизведения, наблюдаемый вдали от объекта с периодической структурой, такой, например, как решетка. Впервые эффект наблюдал в 1836 Уильям Тальбо. Электромагнитное поле за предметом, освещённым плоской монохроматической волной, представляет собой набор дифрагированных волн. Если в предметную плоскость поместить линейную дифракционную решётку, то на некотором расстоянии (длина Тальбо) от неё в результате переналожения

дифрагированных волн воспроизводится структура интенсивности света в плоскости сразу после решётки. На половине длины Тальбо воспроизведённое изображение также наблюдается, но сдвинутое по фазе на половину периода, что физически означает, что оно смещено в поперечном направлении на половину периода решётки. Схематическое изображение основ работы модификации данной установки представлено на рисунке 2.4.

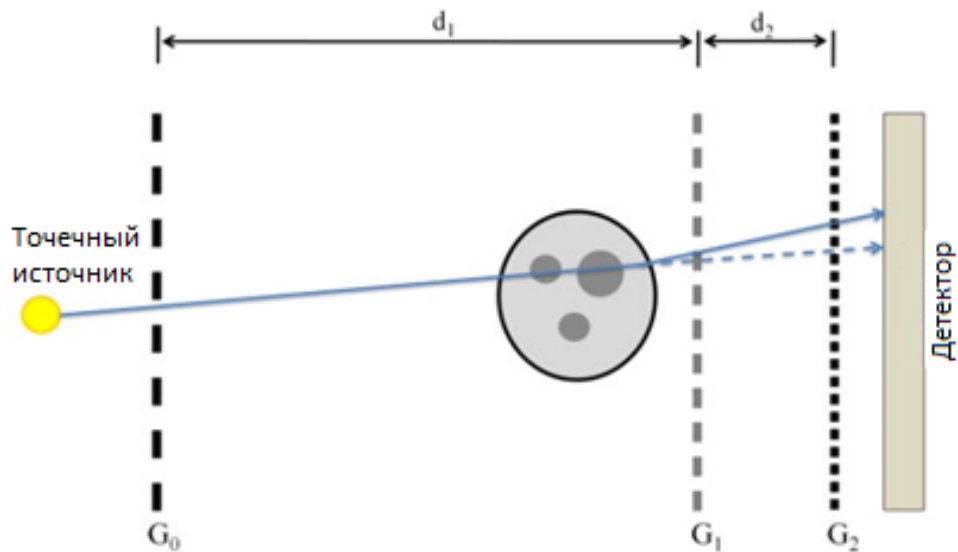


Рисунок 2.4. Рентгеновская интерферометрия с применением дифракционных решёток Тальбо

Решётка G_0 используется для создания квазимонохроматического излучения. Решетка G_1 используется для дифракции падающей волны. В общем случае, решетка может быть либо решеткой поглощения, либо фазово-дифракционной решеткой. На практике, в целях повышения эффективности рентгеновского излучения, является предпочтительной фазовая решетка с самой высокой дифракционной эффективностью. Это делает чистую фазовую решетку с π -фазовым сдвигом предпочтительной из-за его высокой дифракционной эффективности. Когда используется фазовая решетка с π -фазовым сдвигом, падающая волна преломляется в ± 1 первичных волн и вторичных волн в каждой щели. Для фазовой решетки с π -фазовым сдвигом, самый высокий контраст

модуляции интенсивности наблюдается при использовании дробной решетки Тальбо:

$$d = \left(\frac{2m-1}{16}\right) \left(\frac{2p^2}{\lambda}\right) = \frac{2m-1}{16} Z_T. \quad (2.5)$$

Интерференционная картина имеет период $\pi/2$. Когда изображение объекта помещается в пучке, искажение волнового фронта происходит из-за фазового сдвига, вызванного объектом. В результате, дополнительная фаза задается углом рефракции интенсивность пучка модуляций [11, 15]:

$$I(x, y) \cong I_0 + I_1 \cos \left[2\pi \frac{x}{p_2} + \phi_d(x, y) \right], \quad (2.6)$$

Таким образом, анализируя картину модуляции интенсивности, возможно измерить угол рефракции Θ и реконструировать локальные электронные плотности с использованием принципов томографических изображений.

К достоинствам данного метода можно отнести:

- простоту исполнения установки;
- возможность применения в установке в качестве источника излучения рентгеновской трубки;
- возможность модернизации существующего клинического оборудования с целью увеличения контрастности изображений;
- высокий контраст получаемых изображений за счёт применения фазовых решёток.

Ацуши Мамуси и др. в своём исследовании [1] использовали рентгеновский интерферометр Тальбо для исследования образцов тканей печени кролика, пораженных злокачественной опухолью, так как из-за их слабой поглощающей структуры, традиционные способы рентгеновской визуализации

не могут обеспечить качественное изображение в рамках допустимой дозы излучения.

Для исследования была изготовлена специальная дифракционная решётка из золота, толщиной 30 мкм и размерами 20×20 мм. Образец был закреплён на вращающемся стержне и погружён в формалин. Плотность потока в образце составляла примерно 10^{11} фотонов в секунду на 1 кв.мм. Пятиступенчатое сканирование проводилось при каждом повороте образца с шагом $0,72^\circ$ за период в 180° . Изображения были записаны с помощью ПЗС-камеры в сочетании с оптическим объективом и люминесцентным экраном с эффективным размером пикселя 4,34 мм. Время экспозиции были установлены 1,0, 0,2 и 0,25 с соответственно. На рисунке 2.5 представлены 3D реконструкции фазово-контрастных рентгенограмм образца гепатоцеллюлярной карциномы тканей кроличьей печени, вторая стадия развития злокачественности. На рисунке 2.6 представлены фазово-контрастные рентгенограммы образцов мышинового хвоста.

Мягкие тканевые структуры, такие как мышцы, связки, кожа и хрящи имели такой же контраст, что и кости, хотя структура костей внесла в отснятые изображения некоторые артефакты. В результате эксперимента было установлено, что пространственное разрешение изображения исследуемого объекта ограничивается, в основном, периодом решётки, а также разрешением детектора и уровнем внешних шумов. Авторами был сделан вывод, что для улучшения пространственного разрешения требуется решётка меньшего периода при увеличении её площади.

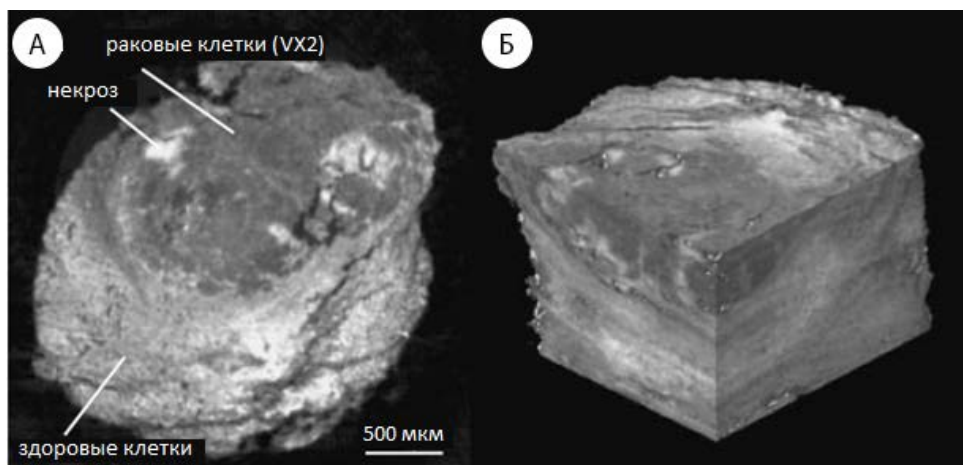
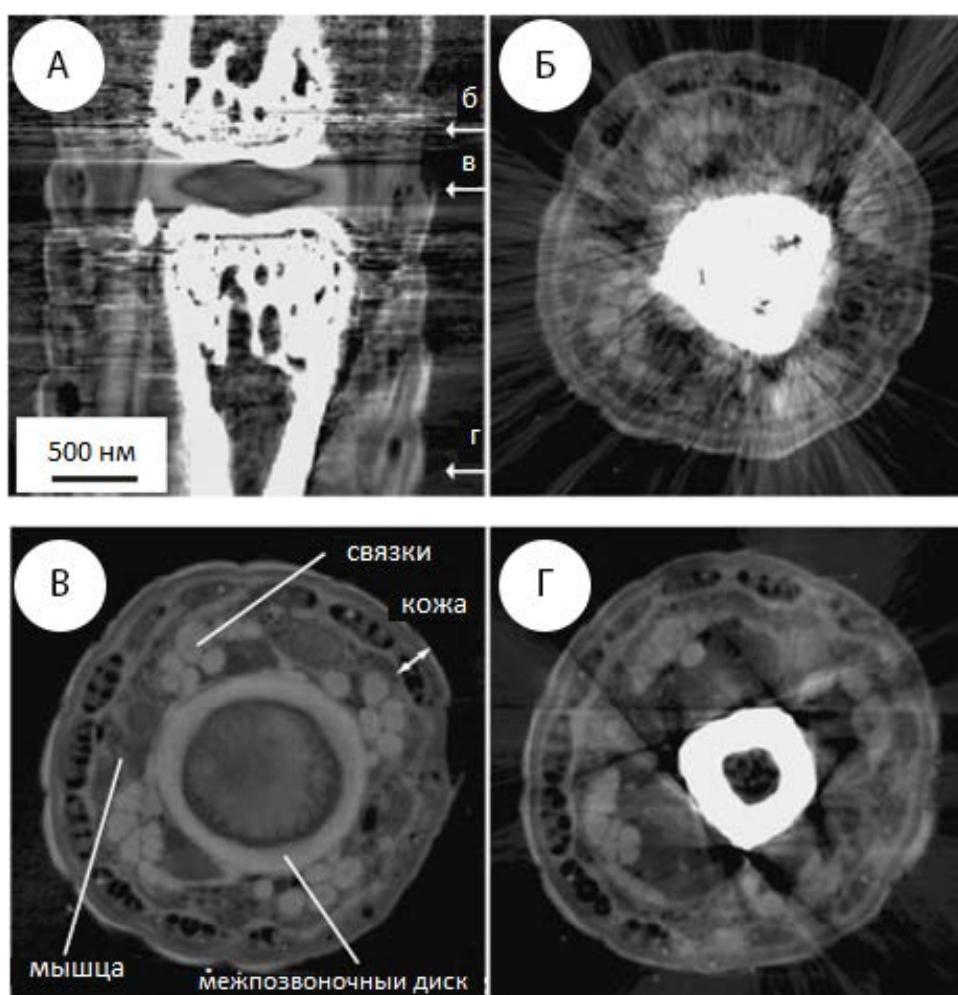


Рисунок 2.5. Образец гепатоцеллюлярной карциномы тканей кроличьей печени, вторая стадия развития злокачественности. Фазово-контрастная рентгеновская томография с разрешением 0,1 нм, время экспозиции 1 с:

- А) Ясно различимые опухолевые очаги и участки некротических изменений тканей печени,
 Б) 3D реконструкция.



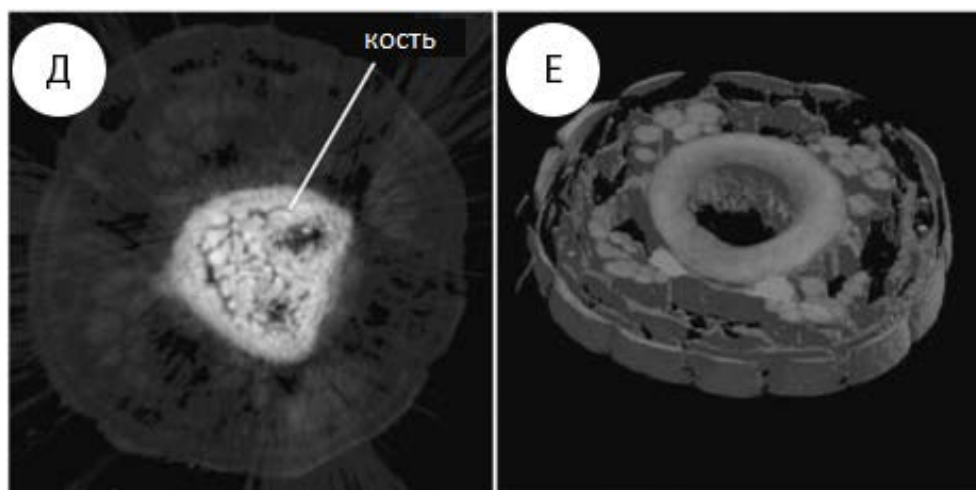


Рисунок 2.6. Мышиный хвост, фазовая рентгеновская томография с разрешением 0,07 нм, время экспозиции 0,2 с:

- А) Сагитальное изображение;
- Б), В), Г), Д) Осевые изображения;
- Е) 3D реконструкция.

Таким образом, данный метод можно считать оптимальным, так как он объединяет в себе качество получаемых изображений классического метода фазово-контрастной рентгенографии и простоту использования и применения даже в клинических условиях, так как в данном случае есть возможность в качестве источника квазимонохроматического излучения использовать стандартную рентгеновскую трубку. Также данный метод конструкционно не ограничен в размерах исследуемых объектов, так как при подборе необходимого размера и качества дифракционных решеток можно увеличить как размер исследуемых объектов, так и детализированность получаемых изображений.

2.3 Рентгеновская дифракция

Типичная установка системы рентгеновской дифракции использует синхротронное излучение, кристаллы кремния и очень чувствительные угловые фильтры для получения изображений градиентов преломления образцов.

Физический принцип дифракции заключается в методе измерения угла преломления рентгеновских лучей после прохождения через объект. Как схематично показано на рис. 2.2, ключевыми компонентами метода являются монохроматор и анализатор пучка, которые изготовлены из кристаллов кремния. На первом этапе создается квазимонохроматический рентгеновский пучок путем выбора соответствующей ориентации кристаллов, чтобы удовлетворить условиям брэгговской дифракции для определенной энергии пучка. Когда почти монохроматический пучок рентгеновских лучей проходит через объект, фазовые сдвиги вызывают отклонение пучка от направления распространения. Рефракция приводит к изменению угла падающего на кристалл анализатора пучка. В результате, из-за отклонения от дифракционного условия Брэгга, происходит изменение интенсивности пучка после его дифракции на кристалле анализатора (рисунок 2.7).

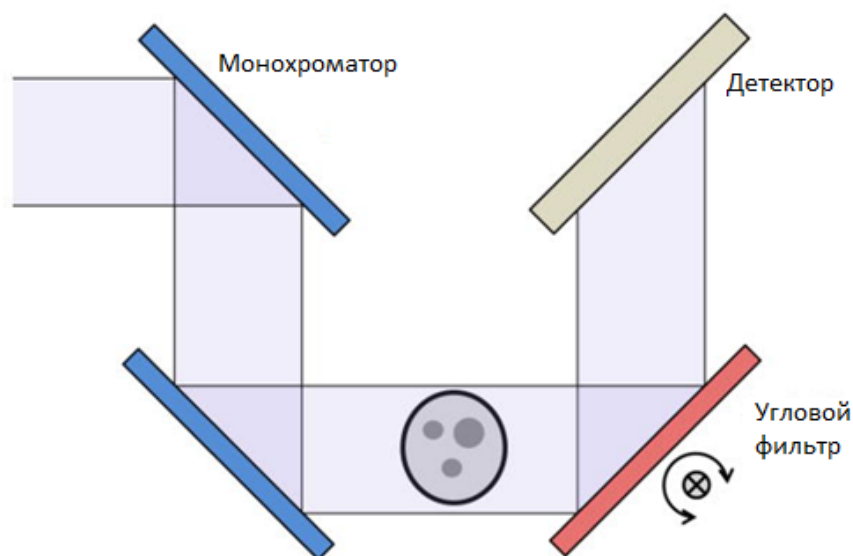


Рисунок 2.7. Система рентгеновской дифракции

Предположим, что отклонение от брэгговского угла θ_B является θ , то интенсивность луча после кристалла анализатора от угла дифракции, задается:

$$I = I_R R(\theta_B + \theta), \quad (2.7)$$

где $R(\phi)$ – профиль анализатора;

θ – отклонение от угла Брэгга;

θ_B – брэгговский угол;

I_R – интенсивность пучка, падающего на кристалл анализатора [5].

Анализатор установлен на угол $\theta = \pm\theta_D/2$. При этом угле отражательная способность будет составлять 50%, если падающий луч не испытывает никакого фазового сдвига. Тем не менее, когда фазовый сдвиг происходит в объекте, луч будет преломляться под углом Θ . В результате, интенсивность дифракционного пучка становится [19]:

$$I = I_R R\left(\theta_B \pm \frac{\theta_D}{2} + \Theta\right). \quad (2.8)$$

где Θ – угол преломления падающего на анализатор пучка.

Решив приведённое выше выражение для углов θ_H и θ_L можно получить два уравнения для двух неизвестных I_R и Θ :

$$I_L = I_R \left[R(\theta_L) + \frac{dR}{d\theta}(\theta_L)\Theta \right], \quad (2.9)$$

$$I_H = I_R \left[R(\theta_H) + \frac{dR}{d\theta}(\theta_H)\Theta \right], \quad (2.10)$$

где I_L и I_H – измеренные интенсивности пучка при двух положениях анализатора.

Из решения вышеприведенных уравнений, можно получить угол рефракции Θ :

$$\Theta = \frac{I_H R(\theta_L) - I_L R(\theta_H)}{I_L R'(\theta_H) - I_H R'(\theta_L)}, \quad (2.11)$$

При вращении изображения объекта, можно измерить углы рефракции в каждом положении. Изображения электронной плотности затем могут быть восстановлены с использованием базовых соотношений (1.5) и (1.7) и соответствующих алгоритмов восстановления изображения.

Метод дифракции был изучен в основном с использованием синхротронного излучения. Тем не менее, можно также генерировать квазимонохроматические рентгеновские лучи с помощью обычной рентгеновской трубки и спектральной фильтрации. До сих пор метод на основе рентгеновской трубки применялся для обработки изображений проекции. После сложной спектральной фильтрации и прохождения через монохроматор полученный поток рентгеновского излучения ограничивается для использования в медицинской визуализации. Однако эффективность рентгеновских лучей в данном методе снижается из-за потери части рентгеновского излучения на кристалле анализатора. Использование монохроматического излучения может оказаться полезным для снижения уровней дозы облучения пациентов.

Клиническое применение дифракции, в конечном счете, может быть ограничено требованием для высоко-монохроматических рентгеновских лучей. Исторически сложилось так, что синхротронное излучение допускает использование монохроматора при одновременном сохранении высокого уровня потока, поэтому оно широко использовалось как источник излучения для визуализации изображений.

Использование обычной 1 кВт рентгеновской трубки в настоящее время требует времени визуализации порядка нескольких часов для получения одной проекции. Будущие улучшения в конструкции детектора рентгеновского излучения и увеличение мощности трубки может привести к существенному сокращению времени обработки изображений.

В исследовании Пизано и др. [3] было проведено сравнение метода рентгенографической дифракции и цифровой радиографии при визуализации рака молочной железы.

В рамках исследования было облучено 7 образцов тканей толщиной в 1 см с раком молочной железы. Источником излучения в исследовании послужил синхротрон с энергией пучка 18 кэВ. Для получения монохроматического изображения использовался двойной кристалл кремния. Область облучения была установлена около 80 мм в ширину и 1 мм в высоту на облучаемом образце. Интенсивность излучения замерялась с помощью ионизационной камеры. Образец был закреплён на шаговом двигателе. Время экспозиции было выбрано от 4 до 200 секунд. В качестве детектора использовались люминофорные пластины, изображение с которых оцифровывалось.

Изображение тех же образцов было получено с помощью цифрового маммографического аппарата SenoScan. Сравнение полученных изображений представлено на рисунке 2.8.

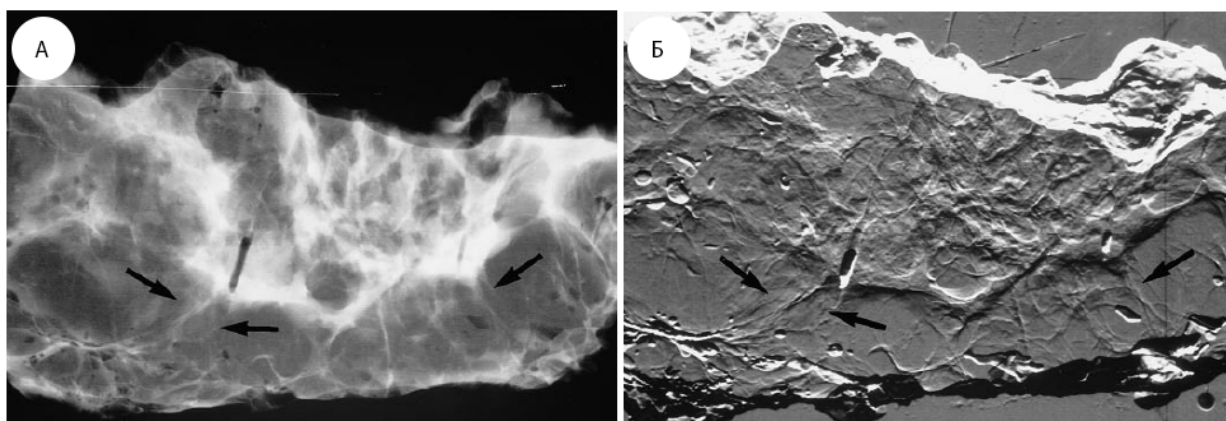


Рисунок 2.8. Образец ткани с инвазивным раком молочной железы:

А) Цифровая рентгенограмма образца.

Б) Дифракционное изображение образца.

Стрелками обозначены нечёткие (А) и чёткие (Б) линейные плотности повреждений ткани

В 6 из 7 (86%) случаев метод дифракции показал более контрастное и насыщенное изображение по сравнению со стандартным методом исследования на маммографе. Высокий результат показал, что дифракционный метод диагностики рака молочной железы имеет ряд преимуществ перед стандартной маммографией:

- Использование монохроматора для коллимации пучка излучения с целью снижения лучевой нагрузки на здоровые ткани.
- Эффективное использование высоких энергий излучения.
- Получение более чётких изображений, вследствие повышения контраста структуры тканей.

Другие исследователи: Кэрол Михлеман и др. [4] в своих работах изучали рентгеновскую дифракцию для фазового контрастирования костно-мышечных тканей с использованием обычной рентгеновской трубки. В обычной проекционной радиографии хрящи и другие мягкие ткани не имеют достаточной поглощающей способности, чтобы их с лёгкостью можно было различить при реконструкции изображения. Кэрол Михлеман использовал технику фазового контраста, в которой кристалл анализатора размещается между объектом и детектором, что позволяет детектору воспринимать только те рентгеновские лучи, которые удовлетворяют условию Брэгга. Изменение угла отражения кристалла анализатора позволяет изменять интенсивность рентгеновского излучения. Основной проблемой распространения данной технологии является то, что ранее в ней применялись источники синхротронного излучения. Это привело к созданию системы, в которой в качестве источника используются коммерчески доступные вольфрамовые трубки.

Для исследования были взяты 12 образцов хрящевой ткани, сохранённые в формалине, который не влияет на реконструкцию изображений. Все образцы были классифицированы по степени повреждения. Источником излучения в исследовании служила рентгеновская трубка Comet MXR-160HP/20 со

стационарным вольфрамовым анодом и фокальным пятном в 0,4 мм. Поверхностная доза облучения составляла 0,07 мГр.

Образцы были облучены на расстоянии 650 мм от рентгеновской трубки. Кремниевый анализатор 150×60 мм был помещён за образцами и настроен на угол 5,7° по отношению к оси распространения пучка. Изображения были получены с помощью промышленных IP пластин Fuji ST-VI общего назначения, размещённых перпендикулярно рентгеновскому пучку.

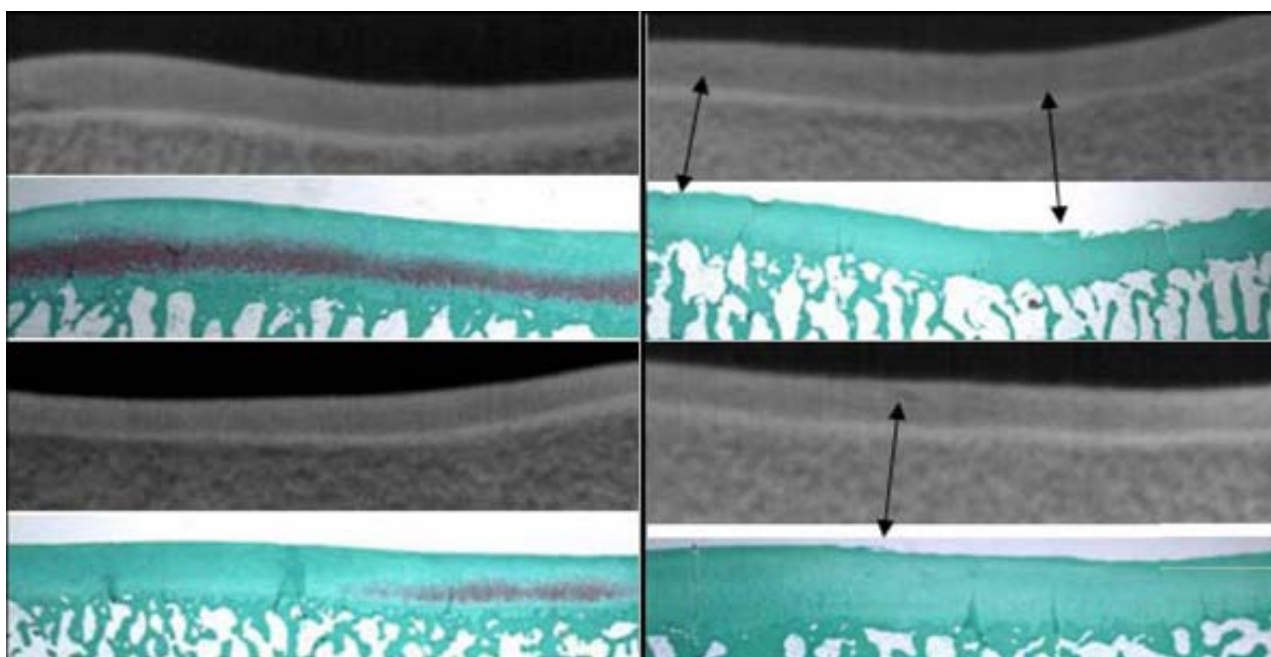


Рисунок 2.9. Сравнение фазово-контрастных изображений (верхняя часть изображения) и соответствующих гистологических срезов (нижняя часть изображения) хрящевой ткани с различными стадиями повреждений.

Применение фазово-контрастной технологии в данном исследовании позволило обнаружить патологии на различных стадиях деформации и изменения хрящевой ткани, а также получить более чёткие изображения хрящевой ткани на границе преломления различных сред по сравнению с гистологическими исследованиями. Приведённые в исследовании результаты аналогичны результатам, полученным авторами при использовании синхротронного излучения, что показывает реальность применения в качестве источников излучения компактных и более доступных рентгеновских трубок.

Таким образом, данный метод является очень информативным и достаточно простым в использовании, но все же существует трудность в возможной клинической применимости данного метода, а также том факте, что синхротронное излучение позволяет получать изображения значительно быстрее, чем излучение рентгеновской трубки.

2.4 Метод линейной голографии

Исходя из принципа, разработанного Габором в 1948 году линейная фазово-контрастная радиография, которая использует дифракцию Френеля, была впервые использована Снигиревым и Уилкинс. Как показано на рис. 2.10, преломленные компоненты свободно распространяющейся волны смешиваются, что формирует интерференционную картину без дополнительной рентгенооптики. Эта модулированная картина называется голограммой. В обычных голографических изображениях с длинными волнами, опорный луч используется для освещения голограммы при реконструкции изображения. В изображениях линейной фазово-контрастной рентгенографии, не существует никаких попыток провести обычную голографическую стадию реконструкции. Вместо этого в центре внимания стоит вопрос о том, как фазовый сдвиг кодируется в голограмме.

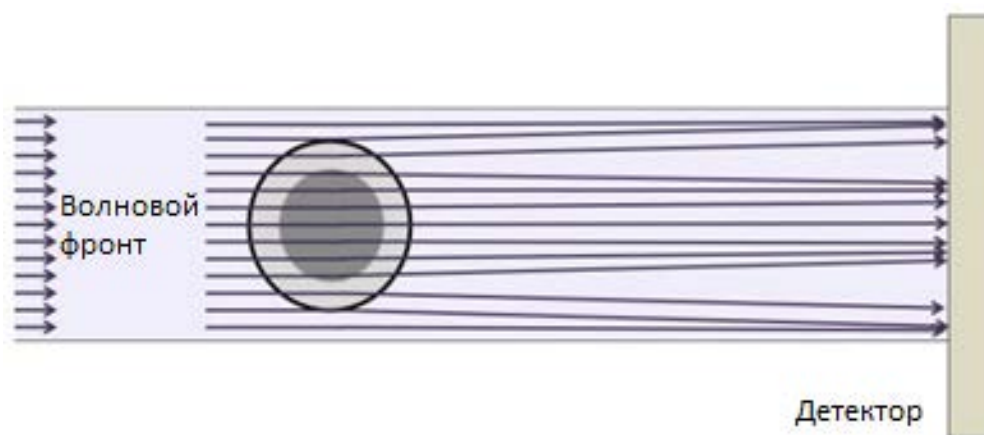


Рисунок 2.10. Построение линейной голограммы

Распространение поля рентгеновской волны описывается функцией передачи:

$$T(x, y) = A(x, y)e^{i\phi(x, y)} = e^{-P_\mu(x, y)/2} e^{i\phi(x, y)}, \quad (2.12)$$

где $\phi(x, y)$ – сдвиг фаз, приведённый в формуле (1.5);

Z – направление распространения рентгеновской;

P_μ – контурный интеграл от коэффициента ослабления вдоль направления Z .

Когда сферическая волна распространяется через объект изображения и поступает в плоскости детектора на расстоянии Z от источника, дифрагированные поля рентгеновской волны определяется формулой:

$$f(x, y, z) = \frac{i}{\lambda z} e^{ikz}, \quad (2.13)$$

$$\iint dx_0 dy_0 T(x_0, y_0) e^{i\frac{k}{2z}[(x-x_0)^2 + (y-y_0)^2]},$$

где $k = 2\pi/\lambda$ – волновое число.

Другими словами, фронт волны искажения вызывает изменение интенсивности, которые приводят к контрастированию в голограмме. Наблюдая изменения в интенсивности рентгеновского излучения, можно наблюдать потенциальный контраст, порожденный фазовыми сдвигами, вызванных объектом изображения.

Контраст, как правило, образует светлые и темные полосы на границах тканей. Усиление края обуславливается высокой пространственной когерентностью источника рентгеновского излучения, оптимальным

расположением детектора и энергией рентгеновского излучения. В результате, для допустимого источника расстояние до объекта в области медицинской визуализации, размер фокусного пятна должны быть уменьшены до нескольких микрон, что является приемлемым для мелких животных и образцов визуализации тканей, но не для более крупных объектов изображения, из-за крайне ограниченного потока рентгеновского излучения из-за микро-фокуса рентгеновской трубки.

Более реалистичный анализ был проведен Ву и Лю и другими исследователями [5, 6]. Результаты продемонстрировали тонкое взаимодействие между поглощением и фазовым контрастом в линейной голографии. В частности, когда объект в первую очередь является мягкой тканью, такой как ткань молочной железы, двойственность между фазовым сдвигом и поглощением может быть установлена [7, 8].

Метод линейной голографии имеет определенное преимущество в простоте реализации изображения. Кроме удовлетворения требований по размеру источника и объекта на расстоянии детектора, никаких других конкретных аппаратных средств не нужно добавлять. Ограничение метода заключается в том, что измеренная величина является лапласианом электронной плотности. Это делает точную реконструкцию электронной плотности очень сложной. Таким образом, линейная голография часто используется для улучшения краев изображения, которые могут найти применение в рентгеновской маммографии фазового контраста. Этот метод является единственным фазово-контрастным методом, который в настоящее время эксплуатируется в клинической практике, где он позиционируется как метод выделения контуров для системы Konica Minolta RegiusPureView (Konica Minolta, Токио, Япония).

В своём исследовании Ву и Лю [7] рассмотрели применение метода для фазово-контрастной маммографии. Рентгенография широко применяется для диагностики рака молочной железы, однако ограничена в своей чувствительности в распознавании границы тканей при затухании излучения.

Применение высоко-контрастной фазовой рентгенографии может увеличить чувствительность исследования за счёт преломления излучения и разности фаз на границе тканей, что и было показано в исследовании. Также были выделены факторы, влияющие на фазовый контраст при исследовании – это: доза излучения, полихроматические рентгеновские волны, ослабление излучения в тканях, а также пространственная когерентность сферической волны, зависящая от конечного размера фокусного пятна.

2.5 Метод кодированной диафрагмы

В последние годы были введены несколько новых методов для построения рентгеновских фазово-контрастных изображений – это метод кодированной диафрагмы и метод опорного пучка с применением дополнительных диафрагм.

Метод кодированной диафрагмы использует два отверстия для обнаружения малых угловых отклонений из-за рефракции, изменяющейся на детекторе. Пучок от рентгеновской трубки сначала разделяется на множество узких профилированных пучков с помощью предварительного образца кодированной диафрагмы. Второе отверстие расположено непосредственно перед детектором. Относительное выравнивание между двумя кодированными отверстиями устанавливается так, чтобы часть каждого профилированного пучка падал на открытые площади детектора, при этом остальная часть луча перекрыта кодированной диафрагмой, установленной перед детектором. Если образец теперь находится в пучке, преломление будет вызывать отклонение сформированных лучей. Если луч отклоняется в область открытого пикселя будет относительное увеличение сигнала по сравнению с измерением до того, как образец был помещен в пучок. Обратное будет верно, если луч отклоняется в сторону от открытой площади пикселя. Величина изменения сигнала будет

пропорциональна углу преломления, и более высокие чувствительности будут реализованы для более узких пучков.

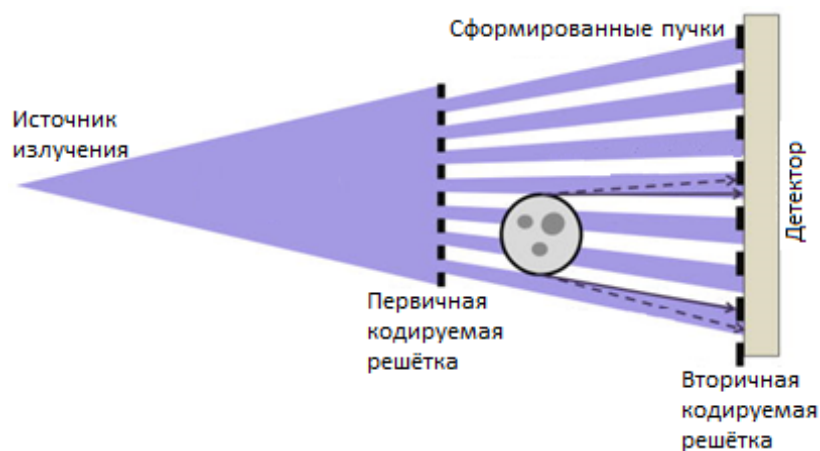


Рисунок 2.11. Метод кодированной диафрагмы

Таким образом, этот метод имеет преимущество чисто геометрическое по своей природе и не зависит от степени пространственной когерентности поступающего рентгеновского пучка. Он также не требует фазный шаговый или другие методы сканирования для получения измеренного сигнала. Тем не менее, в связи с размытием профилированных пучков на детекторе и из-за конечного размера источника, первоначальные эксперименты использовали размер фокального пятна в 100 мкм с расстояния источник-детектор в 2 м. Это фокусное ограничение размера пятна, в сочетании с использованием двух закодированных отверстий, может наложить ограничение на поток рентгеновского излучения и времени получения изображений, если они используются для клинического применения.

3 Обзор аппаратного комплекса

Посредством всестороннего изучения зарубежных методов получения фазово-контрастных изображений в ТПУ для изучения возможности использования промышленной рентгеновской трубки для создания фазово-контрастных изображений биологических объектов методом рентгеновской интерферометрии с использованием эффекта Лау-Тальбо в лаборатории «Рентгеновская оптика» кафедры прикладной физики Физико-технического института был изготовлен аппаратно-программный комплекс. В состав комплекса входят:

- рентгеновский генератор DXM60N600;
- рентгеновская трубка БСВ29;
- пиксельный детектор ModuPIX на основе чипа Timerix 256×256 пикселей с активной областью кремния толщиной 500 мкм;
- сеть из трёх счётчиков на основе кремниевых ФЭУ;
- два кремниевых кристалла монохроматора;
- оптомеханика;
- энергодисперсионный спектрометр БДЕР-КИ-11;
- пульт управления на основе ПК.

Рассмотрим характеристики и устройство важнейших частей стенда, а также результаты их испытаний.

3.1 Пиксельный детектор ModuPIX

Камера ModuPIX (рисунок 3.1) предназначена для получения спектральных изображений. Каждый пиксель детектора Timerix соединен со считывающей электроникой через шарообразные контактные площадки, интегрированные в чип размещенный под сенсором.

Считывающая электроника в каждом пикселе обрабатывает сигнал с сенсора. Каждый пиксель либо считает число зарегистрированных фотонов/частиц, либо измеряет время прихода регистрируемых событий, либо измеряет энергию, передаваемую регистрируемым квантом.



Рисунок 3.1. Рентгеновская камера ModuPIX

Основные характеристики рентгеновской камеры ModuPIX приведены в таблице 3.1.

Таблица 3.1 – Технические параметры камеры ModuPIX

| Параметр | Значение |
|---------------------------------------|-----------------------------------|
| Материал сенсора | кремний (Si) |
| Толщина сенсора | 675 мкм |
| Активная область | 14×14 мм |
| Скорость считывания | 850 кадров/с |
| Совместимость для работы в вакууме | да |
| Интерфейс передачи данных | USB 2.0 |
| Число пикселей | 256×256 |
| Шаг пикселя | 55 мкм |
| Минимальная регистрируемая энергия | 5 кэВ до рентгеновских лучей |
| Шаг порогового разрешения | 0,1 кэВ |
| Энергетическое разрешение | 0,8 кэВ (ТНЛ) и 2 кэВ (ТоТ) |
| Скорость счета фотонов одного пикселя | 10 ⁵ фотонов/с/пиксель |
| Тип чипа считывания | Timerix |
| Разрешение | 9 пар линий/мм |
| Вес | 155 грамм |
| Габаритные размеры | 115×70×20 мм (Д×Ш×В) |

На рисунке 3.2 представлены результаты тестовых испытаний детектора при облучении рентгеновским излучением от источника ^{55}Fe с энергией фотонов 5,89 кэВ для разного напряжения смещения.

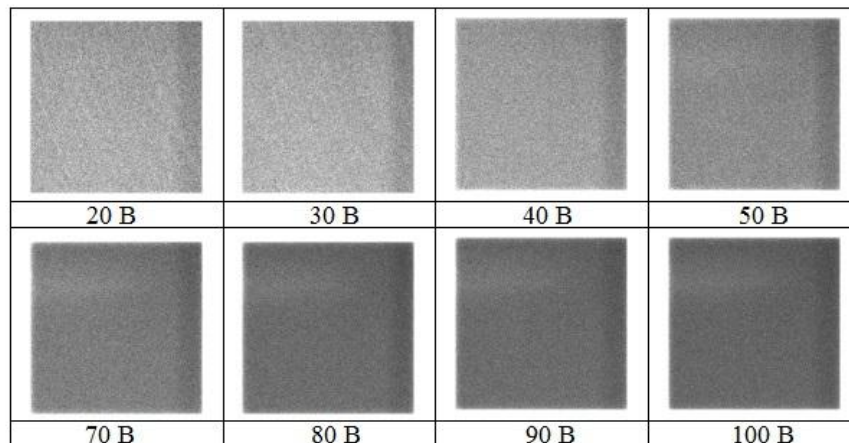


Рисунок 3.2. Результаты испытаний на ровное поле

Ниже приведены результаты измерения счетной характеристики в зависимости от напряжения смещения (рисунок 3.3).

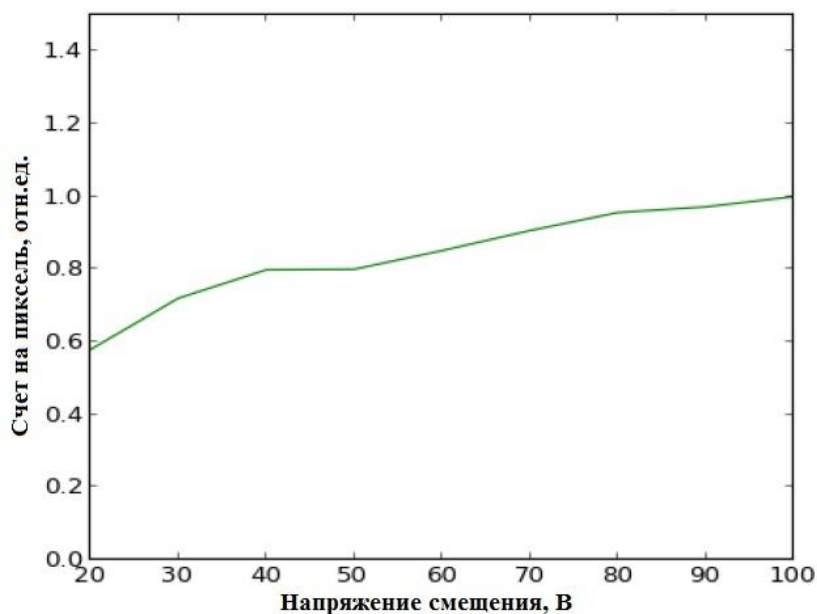


Рисунок 3.3. Зависимость счетной характеристики от напряжения смещения

3.2 Сцинтилляционные детекторы

С целью проведения исследовательских испытаний источника излучения были изготовлены высокоскоростные сцинтилляционные детекторы на основе кремниевых ФЭУ. Один детектор измеряет излучение после прохождения оптической системы, другой используется в качестве нормирующего, измеряет невозмущенный поток излучения, генерируемый источником. В данном варианте есть возможность автокоррекции данных при нештатных режимах работы источника или флуктуации тока и напряжения.

Сенсор представляет из себя сцинтилляционный детектор на основе кремниевого фотоумножителя производства компании SensL серии С и сцинтиллятора LYSO толщиной 1 мм.

Основные характеристики ФЭУ:

- чувствительная область кремниевого фотоумножителя 3×3 мм;
- спектральный диапазон от 300 до 800 нм;
- пиковая длина волны 420 нм;
- напряжение смещения на фотодиоде $U_{bias} = +29$ В.

3.3 Кристаллические монохроматоры

Кристаллические элементы изготовлены из кристаллического кремния и предназначены для испытания параметров источника излучения в волнодисперсионном режиме.

Для выделения линии из диапазона 40 до 50 кэВ изготовлены кремниевые кристаллические пластинки с ориентацией (100), у которой наоборот запрещен первый порядок дифракции, разрешены все четные. Аналогично, на втором порядке дифракции отражаются фотоны с энергией около 44 кэВ, а следующий порядок дифракции разрешен только фотонам с энергией около 88 кэВ, которых нет в начальном спектре при установленном напряжении на трубке до 66 кВ.

В дальнейшем для улучшения качества получаемого изображения: детализации и фазового контрастирования – будут закуплены золотые дифракционные пластинки Лау-Тальбо. Эта модернизация позволит увеличить размер объекта изучения в два раза, а размер пикселя до 0,1 мкм от первоначальных 0,55 мкм, а также создать темнопольное и фазоконтрастное изображения.

4 Оценка дозовой нагрузки АПК

Для оценки дозовой нагрузки и выбора оптимального режима работы собранной установки было проведено математическое моделирование работы АПК. Моделирование проводилось в режиме работы BARRIER программы «Компьютерная лаборатория», разработанной на кафедре ПФ ФТИ ТПУ. Для унификации полученных результатов моделирование проводилось для излучения стандартной рентгеновской трубки с максимальной мощностью 75 кВ и силой тока в 3 мА. Излучение проходит через алюминиевый фильтр толщиной 0.2 см. Биологический объект располагается на расстоянии 37 см от источника излучения. Геометрия установки представлена на рисунке 4.1.



Рисунок 4.1. Геометрия моделирования

Для оценки дозовой нагрузки АПК, полученные данные были пересчитаны для различных возможных режимов работы установки (при силе тока в 1 мА, 3 мА, 5 мА, 7 мА, 10 мА) (рисунок 4.2). Оценка правильности проведенных расчетов (рисунок 4.3) проведена с помощью приближенных вычислений радиационного выхода стандартной рентгеновской трубки \dot{D}_{TC} при изменении силы тока i и расстояния от источника излучения до объекта исследования R . Сравнение полученных данных представлено в таблице 4.1.

$$\dot{D} = \dot{D}_{\text{тс}} \frac{i}{R^2}. \quad (4.1)$$

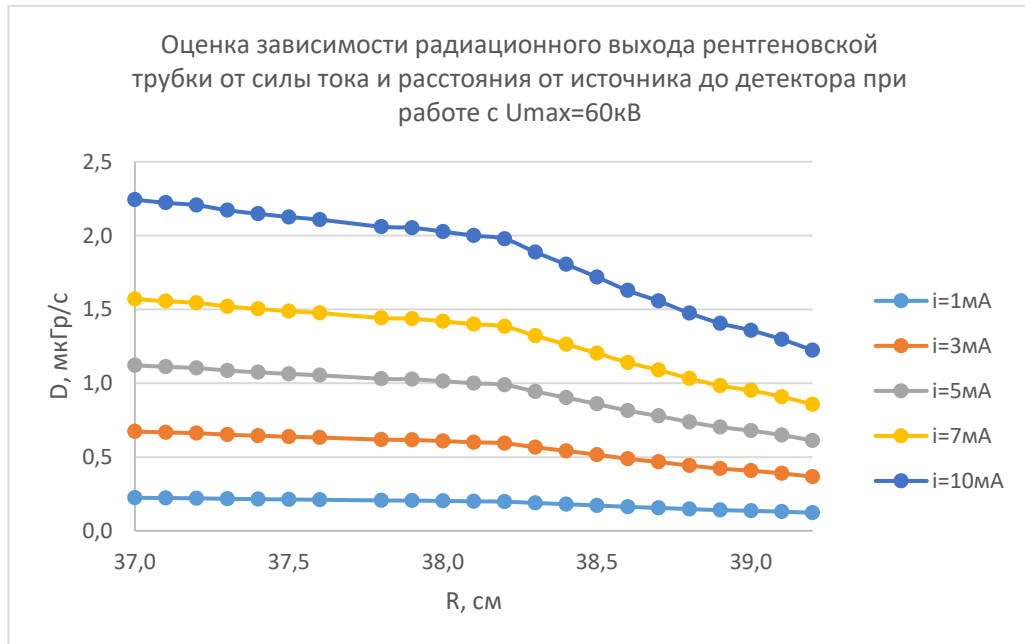


Рисунок 4.2. График зависимости мощности дозы рентгеновского излучения от расстояния от источника до биологического объекта и силы тока трубки.

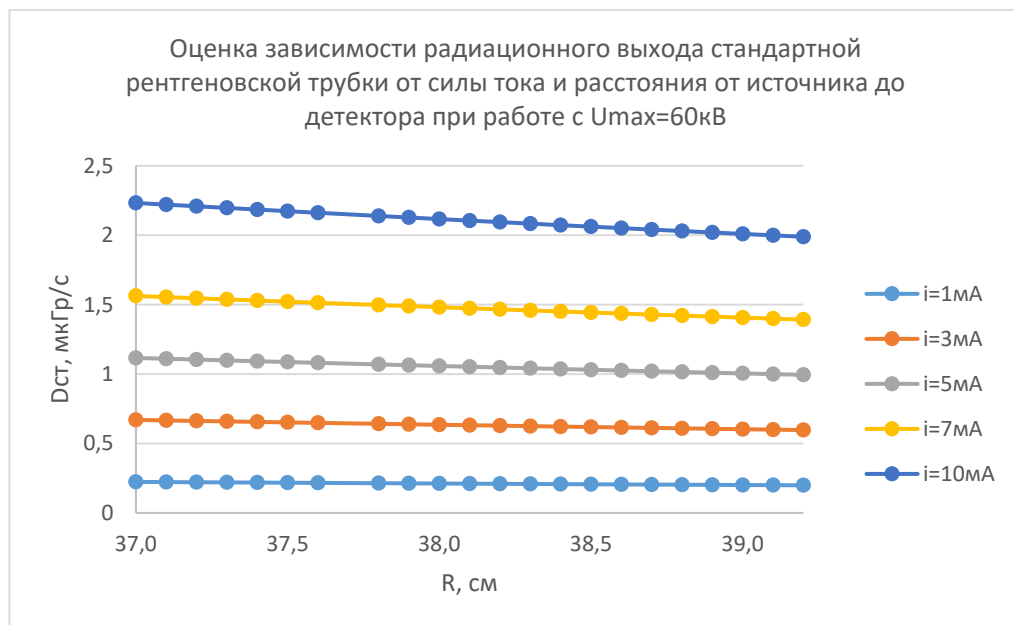


Рисунок 4.3. График зависимости радиационного выхода стандартной рентгеновской трубки в условиях нашего эксперимента от расстояния до объекта исследования.

Таблица 4.1 – Сравнение двух методов оценки мощности дозы рентгеновского излучения при различных режимах работы АПК

| I, mA | R, cm | 37,0 | 37,3 | 37,6 | 38,0 | 38,3 | 38,6 | 38,9 | 39,2 |
|-------|--------------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| 1 | D _{ст} , мкГр/с | 0,223 | 0,220 | 0,216 | 0,212 | 0,208 | 0,205 | 0,202 | 0,199 |
| | D, мкГр/с | 0,224 | 0,217 | 0,211 | 0,203 | 0,189 | 0,163 | 0,141 | 0,122 |
| 3 | D _{ст} , мкГр/с | 0,670 | 0,659 | 0,648 | 0,635 | 0,625 | 0,615 | 0,606 | 0,597 |
| | D, мкГр/с | 0,673 | 0,652 | 0,633 | 0,608 | 0,566 | 0,488 | 0,422 | 0,367 |
| 5 | D _{ст} , мкГр/с | 1,116 | 1,098 | 1,081 | 1,058 | 1,042 | 1,025 | 1,010 | 0,994 |
| | D, мкГр/с | 1,122 | 1,086 | 1,054 | 1,014 | 0,944 | 0,814 | 0,703 | 0,612 |
| 7 | D _{ст} , мкГр/с | 1,562 | 1,537 | 1,513 | 1,481 | 1,458 | 1,436 | 1,413 | 1,392 |
| | D, мкГр/с | 1,570 | 1,520 | 1,476 | 1,419 | 1,322 | 1,140 | 0,984 | 0,857 |
| 10 | D _{ст} , мкГр/с | 2,232 | 2,196 | 2,161 | 2,116 | 2,083 | 2,051 | 2,019 | 1,988 |
| | D, мкГр/с | 2,243 | 2,172 | 2,108 | 2,027 | 1,888 | 1,628 | 1,406 | 1,224 |

Как можно заметить, значения мощности поглощенной дозы в случае стандартной рентгеновской трубки и моделирования нашей установки не имеют существенных различий на таких небольших расстояниях от источника излучения до объекта исследования и имеют почти прямолинейный характер. Это говорит о точности проведенного моделирования работы АПК и дает возможность равномерного облучения образцов по всей толщине. Также можно сказать, что мощность дозы рентгеновского излучения АПК при любом режиме работы установки будет крайне мала и при времени работы, необходимом для получения томографического изображения (в нашем случае 540 сек) при токе в 3 мА доза, полученная одним образцом, составит 0,33 мГр (0,33 мЗв). Это значение накопленной дозы не выше рекомендованных значений при проведении ежегодных клинических исследований (максимально 1 мЗв в год). Следовательно, можно сделать заключение о безопасности собранной установки.

На данном этапе разработки комплекса первоначально было проведено исследование двух тестовых образцов: биологического образца (суставная часть колена коровы) и грифельного карандаша – методом традиционной абсорбционной томографии [4]. На первом этапе было выбрано два разнородных по своей структуре образца размером около 1 см³ для того, чтобы оценить возможность получения качественных рентгенограмм образцов любого типа. В данном случае пробоподготовка не проводилась. Результаты показали возможность эффективности работы собранного АПК при анализе разнородных по своей структуре образцов.

Для проведения повторного исследования было подготовлено четыре образца суставной части коровьего колена размером около 1 см³. Выбор в качестве образца для исследования гиалинового хряща обусловлен его морфологическими свойствами, влияющими на качество абсорбции излучения биологическим объектом. Это обусловлено строением данного вида ткани: в своем составе хрящи имеют клетки и межклеточное вещество. Одной из особенностей межклеточного вещества хрящевой ткани является его высокая обводненность: содержание воды в норме колеблется от 60 до 80%. Площадь, занимаемая межклеточным веществом, значительно больше площади, занятой клетками, соответственно на рентгенологическом снимке данная структура будет почти незаметна, так как отличие плотности хрящевой ткани от плотности воды незначительно и коэффициент абсорбции для этих двух сред будет схожим.

Проведение лабораторных исследований на хрящевых тканях требует специальной подготовки образцов, взятых у животного-донора. Последовательность процедур, выполняемая при подготовке образцов для физико-химических исследований, выглядит следующим образом. С помощью тонкой пилы вырезается куб хрящевой ткани с надхрящницей размерами 1×1 см. Выделенный хрящ отмывают в течение 15 минут для удаления гемоцитов, затем

помещают на кратковременное хранение в физиологический раствор. Долговременное хранение образцов или тканей, если это требуется, осуществляется в 10% растворе формалина. Иначе может произойти их набухание и значительное изменение свойств.

При проведении рентгенологических исследований для получения максимального разрешения биологический объект располагался непосредственно перед детектором. Исследования проводились при токе трубки 3 мА и напряжении в 60 кВ, расстояние от источника до детектора составляло 45 см. Изображение получено путем поворота исследуемого объекта на $180^\circ + 10\%$ с шагом в 1° . Время получения одного изображения при заданной точности составляет 540 секунд. Примеры изображений, полученных при первом запуске АПК приведены на рисунке 5.1. На рисунках 5.1б, 5.1в приведены результаты томографической реконструкции биологического образца и полученные аппаратным способом срезы [9].

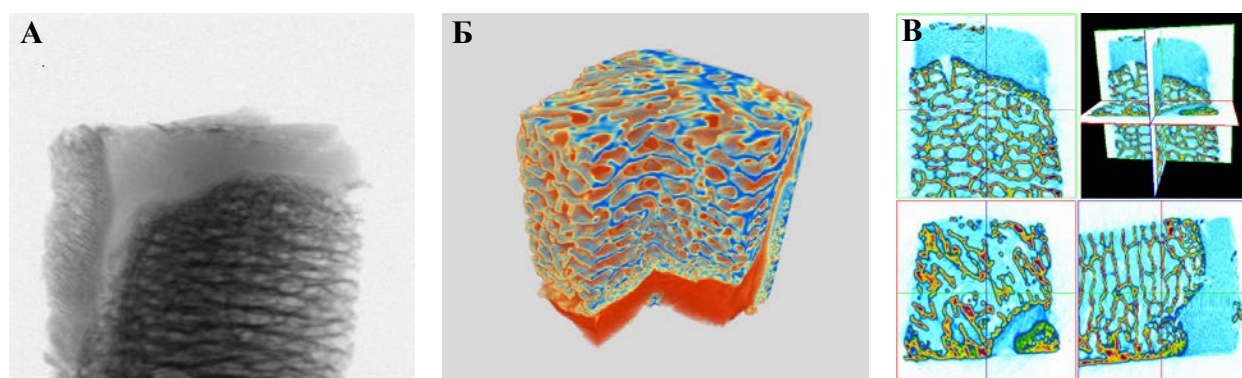


Рисунок 5.1. Изображения, полученные при тестировании АПК:

А) изображение хрящевой ткани и кости, полученные путем суммирования рентгенографических снимков с шагом в 1° (аналог обзорной рентгенографии),

Б) томографическая реконструкция,

В) томографические срезы

В результате проведенных тестовых рентгенологических исследований образца хрящевой ткани и грифельного карандаша доказана корректность работы собранного АПК. На снимках четко прослеживается внутренняя

структура объектов - губчатая структура эпифиза кости, хрящевая эпифизарная пластинка над ней. Следовательно, в результате первого проведенного эксперимента была доказана возможность работы АПК со сложными морфологическими структурами.

Результаты второго этапа эксперимента представлены в Приложении Б. На рисунках приведены рентгенографические изображения четырех образцов гиалинового хряща и губчатой костной структуры снятые под углами в 0° , 50° , 100° , 150° относительно начального положения фазовращателя в начальный момент времени и рентгенографические срезы данного образца на уровнях в 0, 275, 825 и 1100 мкм соответственно.

В результате проведенного эксперимента были получены рентгенографические снимки четырех образцов биологической ткани (фрагменты хрящевой и костной ткани), полученные путем суммирования рентгенографических снимков с шагом в 1° (аналог обзорной рентгенографии). На полученных снимках видно, что мягкие тканевые структуры, такие как, хрящи и кусочки мышц имеют такой же контраст, что и кости, хотя структура костей внесла в отснятые изображения некоторые артефакты. Так как пространственное разрешение изображения исследуемого объекта ограничивается разрешением детектора и уровнем внешних шумов, то для дальнейшей работы необходимо использовать детектор с большей разрешающей способностью, а также набор дифракционных решеток с малым периодом. Это позволит технически улучшить разрешение получаемых изображений в несколько раз.

На всех полученных снимках биологических образцов хорошо просматривается внутренняя губчатая структура эпифиза кости и более плотный слой клеток – эпифизарная пластинка надхрящницы. Также хорошо просматривается общая форма и выраженность хрящевой ткани в каждом из образцов.

Таким образом, можно сделать вывод, что собранный в лаборатории «Рентгеновской оптики» ПФ ФТИ ТПУ аппаратно-программный комплекс по своим техническим характеристикам не уступает существующим на данный момент КТ- и рентген-аппаратам, но благодаря некоторым программным доработкам качество конечного рентгенографического среза может быть максимально приближено по своей информативности к гистологическому срезу (рисунки 6.1), что делает данный АПК уже весьма конкурентоспособным на рынке.

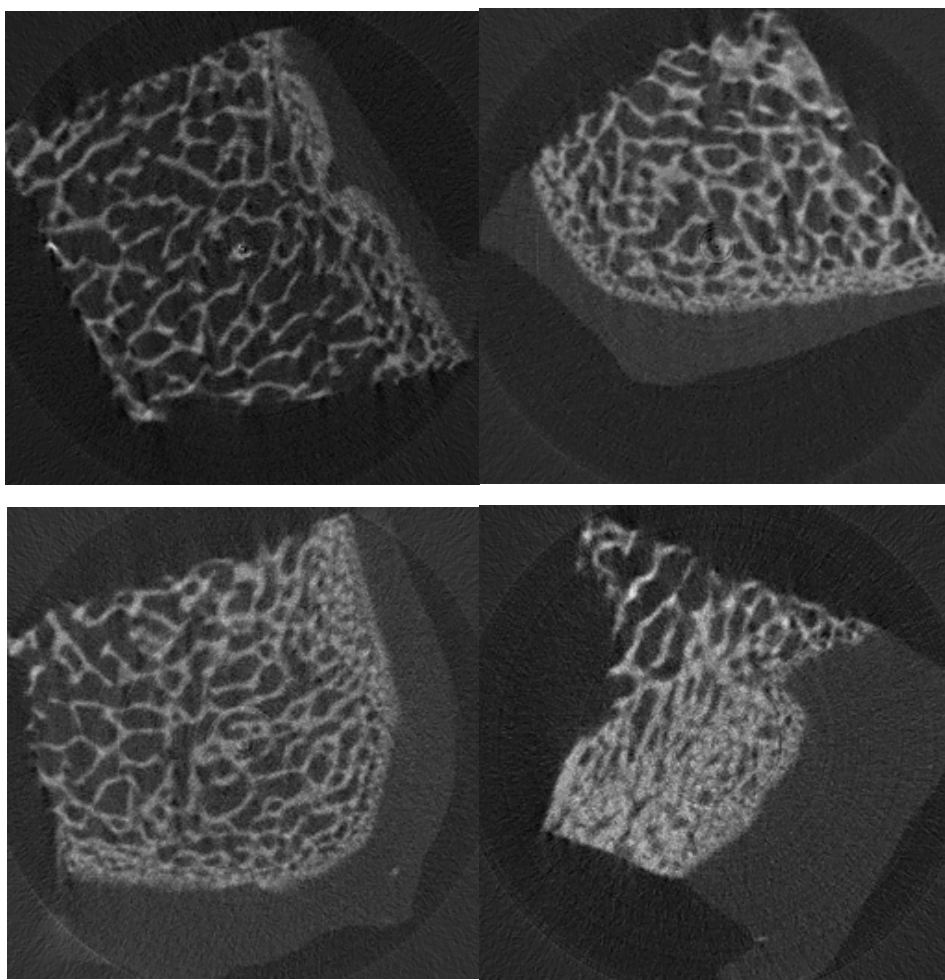


Рисунок 6.1. Рентгенографические срезы четырех образцов хрящей при аппаратном улучшении

Для более качественной оценки работы системы с помощью стандартных режимов был измерен средний уровень локального контраста полученных изображений. Контраст представляет собой характеристику того, насколько большой разброс имеют цвета пикселей изображений. Чем больший разброс имеют значения цветов пикселей, тем больший контраст имеет изображение. По аналогии с терминами теории вероятностей можно отметить, что контраст представляет собой дисперсию значений выборки по изображению.

Измерение было выполнено аппаратным методом с помощью графического редактора в модели представления RGB по стандартной шкале от 0 до 255. Выборка значений локального контраста проводилась на наиболее тёмном, наиболее среднем и сером участке изображений с последующим усреднением значений для получения общего контраста изображения.

В таблице 6.1 представлены значения контраста тканей биологических образцов в относительных единицах. Наибольшее среднее значение уровня контраста по представленным изображениям имеют костные структуры (148 отн.ед.), несколько меньшее значение контраста – надхрящница (118 отн.ед.), мягкотканые структуры с низкими абсорбционными свойствами имеют контраст близкий к контрасту воздушной среды (59.2 против 50 отн.ед.). Использование на втором этапе эксперимента дифракционных решеток Тальбо позволит увеличить значение контраста на границах раздела сред (биологических структур) в 2-3 раза. Таким образом, контраст границ плохо визуализируемых структур приблизится по своим значениям к контрасту костных структур.

Таблица 6.1 – Контраст тканей биологического образца, в относительных единицах

| Образец | Угол | Контраст ткани, о.е. | | | |
|------------|------|----------------------|-------------|------|--------|
| | | Кость | Надхрящница | Хрящ | Воздух |
| Образец №1 | 0 | 65 | 95 | 185 | 218 |
| | 50 | 32 | 82 | 132 | 210 |
| | 100 | 45 | 67 | 175 | 217 |
| | 150 | 38 | 105 | 192 | 215 |
| Образец №2 | 0 | 47 | 118 | 187 | 220 |
| | 50 | 31 | 87 | 137 | 227 |
| | 100 | 53 | 108 | 164 | 219 |
| | 150 | 61 | 72 | 194 | 230 |
| Образец №3 | 0 | 55 | 72 | 163 | 222 |
| | 50 | 63 | 138 | 189 | 231 |
| | 100 | 46 | 65 | 156 | 216 |
| | 150 | 32 | 132 | 211 | 241 |
| Образец №4 | 0 | 33 | 146 | 182 | 210 |
| | 50 | 38 | 156 | 202 | 237 |
| | 100 | 39 | 138 | 206 | 254 |
| | 150 | 21 | 71 | 150 | 232 |

Таким образом, в дальнейшем при использовании дифракционных решеток данный метод фазово-контрастной рентгенографии можно считать

оптимальным, так как он объединяет в себе качество получаемых изображений классического метода фазово-контрастной рентгенографии и простоту использования и применения даже в клинических условиях, так как в данном случае есть возможность в качестве источника квазимонохроматического излучения использовать стандартную рентгеновскую трубку.

Также данный метод конструкционно не ограничен в размерах исследуемых объектов, так как при подборе необходимого размера и качества дифракционных решеток можно увеличить как размер исследуемых объектов, так и детализированность получаемых изображений.

7.1 Предпроектный анализ

В условиях современной рыночной экономики перспективность научного исследования определяется не столько масштабом открытия, оценить которое на начальном этапе жизненного цикла высокотехнологического и ресурсоэффективного продукта бывает достаточно трудно, сколько коммерческой ценностью разработки, которая является своеобразным катализатором, а зачастую и единственной причиной для продолжения исследований. Такой подход вполне рационален и оправдан, так как любое научное изыскание требует для своего дальнейшего развития источник финансирования, что побуждает исследователя уже на первых этапах задумываться о коммерциализации результатов своей работы.

Коммерческая привлекательность научного исследования определяется не только превышением технических параметров нового открытия над предыдущими разработками, но и тем, будет ли продукт востребован рынком, будет ли его внедрение в производство экономически оправданным, каков бюджет научного проекта, сколько потребуется времени для выхода технологии на рынок и т.д.

Достижение цели обеспечивается решением следующих задач:

- Оценка коммерческого потенциала и перспективности проведения научных исследований.
- Определение возможных альтернатив проведения научных исследований, отвечающих современным требованиям в области ресурсоэффективности и ресурсосбережения.
- Планирование научно-исследовательской работы.
- Определение ресурсной (ресурсосберегающей), финансовой, бюджетной, социальной и экономической эффективности исследования.

7.2 Анализ конкурентных технических решений с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения

Для ответа на вопрос о конкурентоспособности исследования и его продуктов необходимо прежде всего оценить сильные и слабые стороны разработок конкурентов. Анализ конкурентных технических решений с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения позволяет провести оценку сравнительной эффективности научной разработки и определить направления для ее будущего повышения.

Анализ был проведен с помощью оценочной карты (табл. 7.1). Для этого были отобраны две конкурентные разработки. Критерии для сравнения и оценки ресурсоэффективности и ресурсосбережения были подобраны исходя из выбранных объектов сравнения с учетом их технических и экономических особенностей разработки, создания и эксплуатации. Первая конкурентная разработка – это компьютерная томография, которая давно признана лидером на рынке визуализации, однако имеет ряд недостатков, в частности сложность конструкции и высокую стоимость. Вторая конкурентная разработка – это рентгеновская установка, к достоинствам которой можно отнести сравнительную простоту конструкции, однако получаемые с помощью устаревшей технологии изображения имеют низкую точность и разрешающую способность.

К основным достоинствам нашей разработки можно отнести: высокую точность получаемых изображений при одновременном снижении радиационной нагрузки на пациента, простоту конструкции и возможность доступной модернизации морально устаревшего оборудования.

Таблица 7.1 – Оценочная карта конкурентных технических разработок

| № | Критерий оценки | Вес оценки | Баллы | | | Конкурентоспособность | | |
|---|-------------------------------------|------------|----------------|-----------------|-----------------|-----------------------|-----------------|-----------------|
| | | | Б _ф | Б _{к1} | Б _{к2} | К _ф | К _{к1} | К _{к2} |
| 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 |
| Технические критерии оценки эффективности | | | | | | | | |
| 1 | Время проведения исследования | 0,1 | 4 | 5 | 4 | 0,4 | 0,5 | 0,4 |
| 2 | Уровень завершенности исследования | 0,06 | 2 | 5 | 5 | 0,12 | 0,24 | 0,3 |
| 3 | Энергоэффективность | 0,04 | 4 | 4 | 4 | 0,16 | 0,16 | 0,16 |
| 4 | Радиационная безопасность | 0,15 | 5 | 4 | 4 | 0,75 | 0,6 | 0,6 |
| 5 | Функциональная мощность | 0,06 | 5 | 4 | 4 | 0,3 | 0,24 | 0,24 |
| 6 | Простота эксплуатации | 0,09 | 4 | 4 | 4 | 0,32 | 0,32 | 0,32 |
| 7 | Степень информативности изображений | 0,08 | 5 | 3 | 2 | 0,4 | 0,24 | 0,16 |
| Экономические критерии оценки эффективности | | | | | | | | |
| 1 | Конкурентоспособность продукта | 0,03 | 3 | 5 | 4 | 0,09 | 0,15 | 0,12 |
| 2 | Уровень проникновения на рынок | 0,07 | 1 | 5 | 5 | 0,07 | 0,35 | 0,35 |
| 3 | Цена | 0,15 | 5 | 3 | 3 | 0,75 | 0,45 | 0,45 |
| 4 | Сервисное обслуживание продукта | 0,05 | 5 | 2 | 3 | 0,25 | 0,1 | 0,15 |
| 5 | Финансирование НИР | 0,02 | 2 | 5 | 5 | 0,04 | 0,1 | 0,1 |
| ИТОГО | | 1 | - | - | - | 3,65 | 3,45 | 3,35 |

Позицию разработки и конкурентов оценивали по каждому показателю экспертным путем по пятибалльной шкале, где 1 – наиболее слабая позиция, а 5 – наиболее сильная. Веса показателей, определяемые экспертным путем, в сумме должны составлять 1.

Анализ конкурентных технических решений определяем по формуле:

$$K = \sum B_i \times B_i, \quad (7.1)$$

где K – конкурентоспособность научной разработки или конкурента;

B_i , ед – вес показателя;

B_i – балл i -го показателя.

Данный анализ позволяет говорить о том, что предлагаемое техническое решение является конкурентноспособным за счет его доступности и повышенной эффективности по сравнению с существующими аналогами, так как применение фазового контрастирования обеспечивает наилучшее на сегодняшний день качество рентгенологических исследований. Дальнейшее инвестирование данной разработки можно считать целесообразным.

7.3 Планирование научно-исследовательских работ

7.3.1 Иерархическая структура работ проекта

В процессе создания иерархической структуры работ проекта (рис. 7.1) структурированы и определены содержание всего проекта. Группа процессов планирования состоит из процессов, осуществляемых для определения общего содержания работ, уточнения целей и разработки последовательности действий, требуемых для достижения данных целей. Иерархическая структура работ (ИСР) – детализация укрупненной структуры работ.

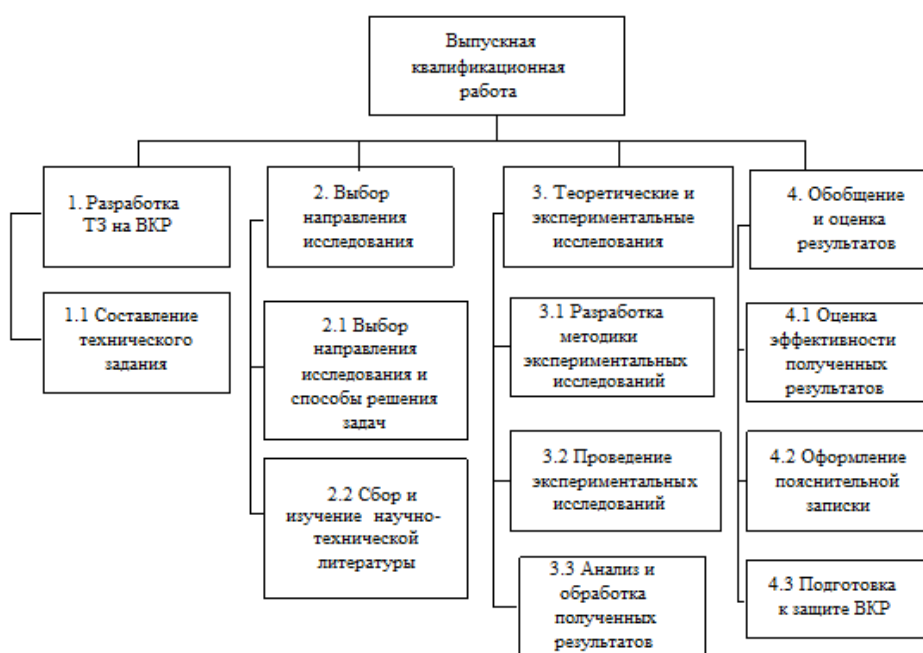


Рисунок 7.1 – Иерархическая структура проекта

7.3.2 Контрольные события проекта

В рамках данного раздела определим ключевые события проекта, их даты, а также результаты, которые должны быть получены на каждом этапе работы. Обобщенные данные представлены в таблице 7.2.

Таблица 7.2 – Контрольные события проекта

| № | Контрольное события | Дата | Результат (подтверждающий документ) |
|----|---|-------------------------|--|
| 1 | Составление и утверждение технического задания на диссертацию | 01.02.2017 – 02.02.2017 | Приказ о ВКР |
| 2 | Выбор направления исследования | 03.02.2017 – 04.02.2017 | — |
| 3 | Подбор и изучение материалов по теме | 05.02.2017 – 14.02.2017 | Список литературы |
| 4 | Разработка методики проведения исследования | 15.02.2017 – 17.02.2017 | Методика |
| 5 | Обзор литературных источников | 18.02.2017 – 15.03.2017 | Список литературы |
| 6 | Планирование эксперимента | 16.03.2017 – 25.03.2017 | План проведения эксперимента |
| 7 | Подготовка и проведение пробного эксперимента | 26.03.2017 – 31.04.2017 | Отчет о преддипломной практике |
| 8 | Подготовка проб | 01.04.2017 – 07.04.2017 | — |
| 9 | Лабораторный эксперимент | 08.04.2017 – 12.04.2017 | Отчет об эксперименте |
| 10 | Математическое моделирование работы установки | 10.04.2017 – 20.04.2017 | — |
| 11 | Дозиметрия | 21.04.2017 – 01.05.2017 | — |
| 12 | Гистология | 01.05.2017 – 15.05.2017 | — |
| 13 | Анализ и сравнение результатов экспериментов | 10.05.2017 – 21.05.2017 | — |
| 14 | Оформление пояснительной записки и презентации | 22.05.2017 – 31.05.2017 | Пояснительная записка |
| 15 | Подготовка к защите диссертации | 01.06.2017 – 10.06.2017 | — |

7.3.3 План проекта

В рамках планирования научного проекта был построен календарный план его выполнения (табл. 7.3). Далее с помощью диаграммы Ганта (табл. 7.4) был проиллюстрирован календарный план проекта, на котором работы по теме характеризуются датами начала и окончания выполнения данных работ.

Таблица 7.3 – Календарный план проекта

| № | Наименование стадии работы | Длительность, дни | Дата | Состав участников |
|----|---|-------------------|-------------------------|--------------------------|
| 1 | Составление и утверждение технического задания на диссертацию | 1 | 01.02.2017 – 02.02.2017 | Руководитель |
| 2 | Выбор направления исследования | 2 | 03.02.2017 – 04.02.2017 | Руководитель, магистр |
| 3 | Подбор и изучение материалов по теме | 10 | 05.02.2017 – 14.02.2017 | Магистрант |
| 4 | Разработка методики проведения исследования | 3 | 15.02.2017 – 17.02.2017 | Руководитель, магистрант |
| 5 | Обзор литературных источников | 23 | 18.02.2017 – 15.03.2017 | Магистрант |
| 6 | Планирование эксперимента | 10 | 16.03.2017 – 25.03.2017 | Магистрант |
| 7 | Подготовка и проведение пробного эксперимента | 5 | 26.03.2017 – 31.04.2017 | Магистрант, инженер |
| 8 | Подготовка проб | 7 | 01.04.2017 – 07.04.2017 | Магистрант, инженер |
| 9 | Лабораторный эксперимент | 5 | 08.04.2017 – 12.04.2017 | Магистрант, инженер |
| 10 | Математическое моделирование работы установки | 11 | 10.04.2017 – 20.04.2017 | Магистрант |
| 11 | Дозиметрия | 11 | 21.04.2017 – 01.05.2017 | Магистрант |
| 12 | Гистология | 16 | 01.05.2017 – 15.05.2017 | Магистрант, инженер |
| 13 | Анализ и сравнение результатов экспериментов | 12 | 10.05.2017 – 21.05.2017 | Магистрант |
| 14 | Оформление пояснительной записки и презентации | 10 | 22.05.2017 – 31.05.2017 | Магистрант |
| 15 | Подготовка к защите диссертации | 10 | 01.06.2017 – 10.06.2017 | Магистрант |

Таблица 7.4 – Календарный план-график в виде диаграммы Ганта

| № | Вид работ | Исполнитель | Т _{кп} , к. дн. | Продолжительность выполнения работ | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
|----|--|--------------|-----------------------------|------------------------------------|---|---|---|------|---|---|---|---|--------|----|----|----|-----|----|----|----|------|----|
| | | | | Февраль | | | | Март | | | | | Апрель | | | | Май | | | | Июнь | |
| | | | | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 | 12 | 13 | 14 | 15 | 16 | 17 | 18 | 19 |
| 1 | Составление и утверждение технического задания | Руководитель | 1 | ■ | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 2 | Выбор направления исследования | Руководитель | 2 | ■ | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | Магистрант | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 3 | Подбор и изучение материалов по теме | Магистрант | 10 | | ■ | ■ | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 4 | Разработка методики проведения исследования | Руководитель | 3 | | | ■ | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | Магистрант | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 5 | Обзор литературных источников | Магистрант | 23 | | | ■ | ■ | ■ | ■ | | | | | | | | | | | | | |
| 6 | Планирование эксперимента | Магистрант | 10 | | | | | | ■ | ■ | | | | | | | | | | | | |
| 7 | Подготовка и проведение пробного эксперимента | Магистрант | 5 | | | | | | | ■ | | | | | | | | | | | | |
| | | Инженер | | | | | | | | | ■ | | | | | | | | | | | |
| 8 | Подготовка проб | Магистрант | 7 | | | | | | | | ■ | ■ | | | | | | | | | | |
| | | Инженер | | | | | | | | | | ■ | ■ | | | | | | | | | |
| 9 | Лабораторный эксперимент | Магистрант | 5 | | | | | | | | | ■ | ■ | | | | | | | | | |
| | | Инженер | | | | | | | | | | | ■ | ■ | | | | | | | | |
| 10 | Математическое моделирование работы | Магистрант | 11 | | | | | | | | | | ■ | ■ | | | | | | | | |
| 11 | Дозиметрия | Магистрант | 11 | | | | | | | | | | | ■ | ■ | | | | | | | |
| 12 | Гистология | Магистрант | 16 | | | | | | | | | | | | ■ | ■ | ■ | | | | | |
| | | Инженер | | | | | | | | | | | | | | ■ | ■ | ■ | | | | |
| 13 | Анализ и сравнение результатов экспериментов | Магистрант | 12 | | | | | | | | | | | | | ■ | ■ | ■ | | | | |
| 14 | Оформление пояснительной записки и презентации | Магистрант | 10 | | | | | | | | | | | | | | | ■ | ■ | | | |
| 15 | Подготовка к защите диссертации | Магистрант | 10 | | | | | | | | | | | | | | | | ■ | | | |

7.4 Бюджет научно-технического исследования

При планировании бюджета научно-технического исследования (НТИ) должно быть обеспечено полное и достоверное отражение всех видов расходов, связанных с его выполнением. В процессе формирования бюджета НТИ используется следующая группировка затрат по статьям:

1. Материалы.
2. Затраты на оплату труда работников, непосредственно участвующих в работе.
3. Отчисления во внебюджетные фонды.
4. Спецоборудование для научных и экспериментальных работ.

5. Накладные расходы.

Выше перечисленные статьи относятся к прямым затратам, величину прямых затрат, как правило, следует определять прямым счетом, это затраты, связанные непосредственно с выполнением конкретного НИИ, остальные затраты рассчитываются косвенным способом, это затраты на содержание аппарата управления, общетехнических и общехозяйственных служб, они объединяются в статье «Накладные расходы».

Далее рассчитаем расходы по каждой из статей.

7.4.1 Расчет материальных расходов

Основными затратами в данной статье являются затраты на электроэнергию и доступ к сети Интернет.

Затраты на электроэнергию рассчитываются по формуле:

$$C_{\text{эл}} = C_{\text{эл}} \times P_{\text{ном}} \times t_{\text{раб}}, \quad (7.2)$$

где $C_{\text{эл}} = 5,8$ руб/кВт×ч – промышленный тариф на электроэнергию;

$P_{\text{ном}}$, кВт – номинальная мощность оборудования;

$t_{\text{раб}}$, ч – время использования оборудования.

В перечень основного оборудования для исследования входит:

- 1 Ноутбук Hewlet-Packard TPN-C125 – $P_{\text{комп}} = 65$ Вт;
- 2 Аппаратно-программный комплекс (АПК) в составе:
 - 2.1 Рентгеновский генератор DXM60N600 – $P_{\text{ген}} = 1200$ Вт;
 - 2.2 Рентгеновская трубка БСВ29 – $P_{\text{БСВ}} = 1300$ Вт;
 - 2.3 Пиксельный детектор ModuPIX M06-W0253 – $P_{\text{PIX}} = 150$ Вт;
 - 2.4 Энергодисперсионный спектрометр БДЕР-КИ-11 – $P_{\text{спектр}} = 1,12$ Вт;

2.5 Пульт управления на основе ПК – $P_{ПУ} = 40$ Вт.

Суммарное потребление АПК за весь период работы составляет:

$$P_{\text{ном}} = P_{\text{ген}} + P_{\text{БСВ}} + P_{\text{PIX}} + P_{\text{спектр}} + P_{\text{ПУ}} = 2500 \text{ Вт.} \quad (7.3)$$

Время использование ноутбука рассчитывалось из общего времени его использования в течение 80 дней в среднем по 4 часа в день для работы над проектом. Время работы АПК при проведении исследований составило 20 дней в среднем по 4 часа в день, использованных для наладки комплекса, написания программного обеспечения, калибровки измерительных приборов и проведения эксперимента.

Таким образом, затраты на электроэнергию ноутбука рассчитываются по формуле:

$$C_{\text{эл.комп}} = 5,8 \times 0,065 \times 320 = 120,64 \text{ руб.} \quad (7.4)$$

Затраты на электроэнергию АПК рассчитываются по формуле:

$$C_{\text{эл.АПК}} = 5,8 \times 2500 \times 80 = 1160000 \text{ руб.} \quad (7.5)$$

Суммарные затраты на электроэнергию составили:

$$C_{\text{эл.сумм}} = 120,64 + 116000 = 1160120,64 \text{ руб.} \quad (7.6)$$

Прочие материальные затраты составили услуги распечатки и доступ в Интернет, необходимый для работы. Сводные данные о материальных затратах сведены в таблицу 7.5.

Таблица 7.5 – Материальные затраты

| Статья расходов | Кол-во | Ед. изм. | Цена за ед., руб | Стоимость, руб |
|-----------------------------------|--------|----------|------------------|----------------|
| Электроэнергия (ноутбук) | 20,8 | кВт×час | 5,8 | 120,64 |
| Электроэнергия (АПК) | 20000 | кВт×час | 5,8 | 1160000 |
| Рентгеновский генератор DXM60N600 | 1 | шт | 7560 | 7560 |
| Рентгеновская трубка БСВ29 | 1 | шт | 8778 | 8778 |
| Портативный ПК | 1 | шт | 45000 | 45000 |
| Доставка элементов АПК почтой | 1 | шт | 24841,6 | 24841,6 |
| Пуско-наладочные работы АПК | 1 | шт | 49683,8 | 49683,8 |
| Бумага Svetosory | 2 | пачки | 240 | 480 |
| Доступ в Интернет | 4 | мес | 255 | 1020 |
| ИТОГО | | | | 2534840,04 |

7.4.2 Расчет амортизации оборудования для экспериментальных работ

Данная статья включает в себя все затраты, связанные с приобретением специального оборудования, необходимого для проведения работ по тематике диссертации.

Таблица 7.6 – Состав аппаратно-программного комплекса

| № | Оборудование | Колич., шт | Цена, руб | Стоимость, руб |
|-------|---------------------------------------|------------|-----------|----------------|
| 1 | Пиксельный детектор ModuPIX M06-W0253 | 1 | 165500 | 165500 |
| 2 | Спектрометр БДЕР-КИ-11 | 1 | 270000 | 270000 |
| ИТОГО | | | | 435500 |

Срок службы основного оборудования АПК согласно технической документации составляет не менее 5 лет. Таким образом, затраты на амортизацию оборудования рассчитываются по формуле:

$$C_{\text{аморт.}i} = C_{\text{об}}/T, \quad (7.7)$$

где $C_{\text{об}}$, руб – стоимость оборудования;

T , дни – срок службы оборудования.

$$C_{\text{аморт.ПИХ}} = 165500 / (5 \times 251) = 131,87 \text{ руб/дн,}$$

$$C_{\text{аморт.БДЕР}} = 270000 / (5 \times 251) = 215,14 \text{ руб/дн,}$$

Оборудование использовалось в течение 20 дней, включая наладку, написание программного обеспечения, калибровку и проведения эксперимента. Таким образом, затраты на оборудования составили:

$$C_{\text{аморт.ПИХ}} = 131,87 \times 20 = 1133,6 \text{ руб,}$$

$$C_{\text{аморт.БДЕР}} = 215,14 \times 20 = 2637,4 \text{ руб,}$$

Общие затраты на амортизацию оборудования составили:

$$C_{\text{АПК}} = 1133,6 + 2637,4 = 3771 \text{ руб.}$$

7.4.3 Расчет заработной платы исполнителей

Данная статья расходов включает в себя основную заработную плату работников, непосредственно занятых выполнением НИИ, включая премии, доплаты, а также дополнительную выплаты.

Основная заработная плата научного руководителя рассчитывается на основании отраслевой оплаты труда. Отраслевая система оплаты труда в ТПУ предполагает следующий состав заработной платы:

1) оклад – определяется предприятием. В ТПУ оклады распределены в соответствии с занимаемыми должностями, например, ассистент, ст. преподаватель, доцент, профессор.

2) стимулирующие выплаты – устанавливаются руководителем подразделений за эффективный труд, выполнение дополнительных обязанностей и т.д.

3) иные выплаты. В заработной плате следует предусмотреть: надбавку за степень, районный коэффициент.

Основная заработная плата руководителя рассчитывается по формуле:

$$Z_{\text{осн.}} = Z_{\text{дн.}} \cdot T_{\text{раб.}}, \quad (7.8)$$

где $Z_{\text{дн.}}$, руб – среднедневная заработная плата работника;

$T_{\text{раб.}}$, раб. дни – продолжительность работ, выполняемых научно-техническим работником.

Среднедневная заработная плата рассчитывается по формуле:

$$Z_{\text{дн.}} = \frac{Z_{\text{м.}} \cdot M}{F_{\text{д}}}, \text{ руб} \quad (7.9)$$

где $Z_{\text{м.}}$, руб – месячный должностной оклад работника с учётом регионального коэффициента;

M , мес – количество месяцев работы без отпуска в течение года. При отпуске в 28 рабочих дней $M = 11$ мес., 5-дневная рабочая неделя;

$F_{\text{д}}$, раб. дни – действительный годовой фонд рабочего времени научно-технического персонала за вычетом отпуска и больничных.

Месячный должностной оклад работника вычисляется по формуле:

$$Z_{\text{м.}} = Z_{\text{б.}} \times k_{\text{р}}, \text{ руб} \quad (7.10)$$

где Z_6 , руб – базовый оклад работника;

k_p – районный коэффициент (для Томска – 1,3).

Таблица 7.7 – Баланс рабочего времени

| Показатели рабочего времени | Руководитель | Инженер | Студент |
|--|--------------|---------|---------|
| Количество календарных дней | 365 | 365 | 365 |
| Количество нерабочих дней: | | | |
| • Выходные дни | 118 | 118 | 118 |
| • Праздничные дни | | | |
| Потери рабочего времени: | | | |
| • Отпуск | 56 | 28 | 48 |
| • Больничные | | | |
| Действительный годовой фонд рабочего времени | 191 | 219 | 199 |

Размер заработных плат исполнителей взят в соответствии с Приказом НИ ТПУ №5994 от 25.05.2016 «О должностных окладах профессорско-преподавательского состава» – для расчета заработной платы инженера, а также Коллективным договором на 2015 год Сибирского государственного медицинского университета «О должностных окладах профессорско-преподавательского состава» – для расчета заработной платы руководителя проекта.

Так базовый оклад руководителя проекта – заведующей кафедрой СибГМУ, имеющей ученую степень доктора наук и звание «профессор» составляет 19164,60 руб.; базовый оклад инженера кафедры НИ ТПУ, имеющего ученую степень кандидата технических наук и звание «преподаватель» составляет 20800 руб. Заработная плата магистранта состоит из ежемесячной стипендии в размере 2275 руб

Итоговый расчет заработной платы исполнителей проекта представлен в таблице 7.8.

Таблица 7.8 – Расчет основной заработной платы исполнителей

| Исполнитель | Z_6 , руб | k_p | Z_m , руб | $Z_{дн}$, руб | $T_{раб}$, раб. дни | $Z_{осн}$, руб |
|--------------|----------------|-------|----------------|-------------------|-------------------------|--------------------|
| Руководитель | 19164,60 | 1,3 | 24913,98 | 1377,15 | 6 | 8262,9 |
| Инженер | 20800 | 1,3 | 27040 | 1494,67 | 40 | 59786,8 |
| Магистрант | 1750 | 1,3 | 2275 | 128,04 | 136 | 10237,5 |

Дополнительная заработная плата включает оплату за непроработанное время (очередной и учебный отпуск, выполнение государственных обязанностей, выплата вознаграждений за выслугу лет и т.п.) и рассчитывается исходя из 10-15% от основной заработной платы, работников, непосредственно участвующих в выполнении темы:

$$Z_{доп.} = k_{доп.} \cdot Z_{осн.} \quad (7.11)$$

где $Z_{доп}$, руб – дополнительная заработная плата;

$k_{доп} = 0,15$ – коэффициент дополнительной заработной платы;

$Z_{осн}$, руб – основная заработная плата работника.

Таблица 7.9 – Итоговая заработная плата исполнителей

| Зарплата | Руководитель | Инженер | Студент |
|--------------------------------------|--------------|----------|---------|
| Основная заработная плата, руб | 8262,9 | 59786,8 | 10237,5 |
| Дополнительная заработная плата, руб | 1239,44 | 8968,02 | – |
| ИТОГО, руб | 9502,33 | 68754,82 | 10237,5 |

7.4.4 Отчисления на социальные нужды

Отчисления во внебюджетные фонды входят обязательные отчисления по установленным законодательством Российской Федерации нормам органам государственного социального страхования (ФСС), пенсионного фонда (ПФ) и медицинского страхования (ФФОМС) от затрат на оплату труда работников.

Величина отчислений во внебюджетные фонды определяется исходя из следующей формулы:

$$Z_{\text{внеб}} = k_{\text{внеб}} \cdot (Z_{\text{осн}} + Z_{\text{доп}}), \quad (7.12)$$

где $k_{\text{внеб}}$ – коэффициент отчислений на уплату во внебюджетные фонды (пенсионный фонд, фонд обязательного медицинского страхования и пр.).

На 2017 г. в соответствии с гл. 34 Налогового кодекса РФ от 01.01.2017 установлен размер страховых взносов равный 32%.

$$k_{\text{внеб}} = k_{\text{пф}} + k_{\text{с}} + k_{\text{пн}} = 0,32, \quad (7.13)$$

где $k_{\text{пф}}$ – коэффициент отчислений пенсионный фонд;

$k_{\text{пф}}$ – коэффициент отчислений страховых взносов;

$k_{\text{пф}}$ – коэффициент отчислений подоходного налога.

Таким образом отчисления во внебюджетные фонды от затраты на оплату труда составили:

$$Z_{\text{внеб.рук}} = 0,32 \cdot 9502,33 = 3040,75 \text{ руб.},$$

$$Z_{\text{внеб.инж}} = 0,32 \cdot 68754,82 = 22001,54 \text{ руб.}$$

7.4.5 Накладные расходы

Для учета накладных расходов нужно учесть расходы на содержание аппарата управления и общехозяйственных (общеуниверситетских) служб, которые в равной степени относятся ко всем выполняемым НИИ. По этой статье

учитываются оплата труда административно-управленческого персонала, содержание зданий, оргтехники и хозинвентаря, амортизация имущества, расходы по охране труда и подготовке кадров.

Накладные расходы учитывают прочие затраты организации, не попавшие в предыдущие статьи расходов: печать и ксерокопирование материалов исследования, оплата услуг связи, электроэнергии, почтовые и телеграфные расходы, размножение материалов и т.д. Накладные расходы составляют 12% от суммы основной и дополнительной заработной платы работников, непосредственно участвующих в выполнении темы. Их величина определяется по следующей формуле:

$$Z_{\text{накл}} = k_{\text{нр}} \cdot (Z_{\text{осн}} + Z_{\text{доп}}), \quad (7.14)$$

где $k_{\text{нр}}$ – коэффициент накладных расходов.

$$Z_{\text{нр.рук}} = 0,12 \cdot 9502,33 = 1140,28 \text{ руб.},$$

$$Z_{\text{нр.инж}} = 0,12 \cdot 68754,82 = 8250,58 \text{ руб.},$$

$$Z_{\text{нр.студ}} = 0,12 \cdot 10237,5 = 1228,5 \text{ руб.},$$

$$\sum Z_{\text{нр}} = 1140,28 + 8250,58 + 1228,5 = 10619,36 \text{ руб.}$$

7.5 Формирование бюджета затрат НИИ

Расчитанная величина затрат научно-исследовательской работы является основой для формирования бюджета затрат проекта. Определение

бюджета затрат на научно-исследовательский проект по каждому варианту исполнения приведен в таблице 7.10.

Таблица 7.10 – Бюджет затрат НИТИ

| Наименование статей затрат | Сумма, руб. |
|---|-------------|
| Материальные затраты НИТИ | 2534840,04 |
| Затраты на амортизацию основного оборудования | 3771 |
| Затраты на заработную плату исполнителей | 88494,65 |
| Отчисления на социальные нужды | 25042,29 |
| Накладные расходы | 10619,36 |
| Итого | 2662767,34 |

В ходе выполнения экономической части ВКР были проведены расчеты плановой себестоимости проведения НИОКР и время, необходимое на проведение данной работы. Плановая себестоимость работы составляет 2662767,34 руб., основная составляющая которой – материальные затраты.

7.6 Организационная структура проекта

Организационная структура проекта – наиболее соответствующая проекту временная организационная структура, включающая всех его участников и создаваемая для успешного достижения целей проекта.

Разработка организационной структуры проекта включает:

- идентификацию всех организационных единиц;
- определение ролей участников проекта и их взаимодействия,
- определение ответственности и полномочий;
- распределение ответственности и полномочий между организационными единицами структуры;
- разработку инструкций, регламентирующих взаимодействия в структуре и рабочие процедуры.

Организационная структура проекта является динамической структурой, которая претерпевает изменения в процессе осуществления проекта. Эти изменения зависят от фаз жизненного цикла проекта, типов, используемых в проекте контрактов, и других условий выполнения проекта. Организационная структура данного проекта представлена на рисунке 7.2.

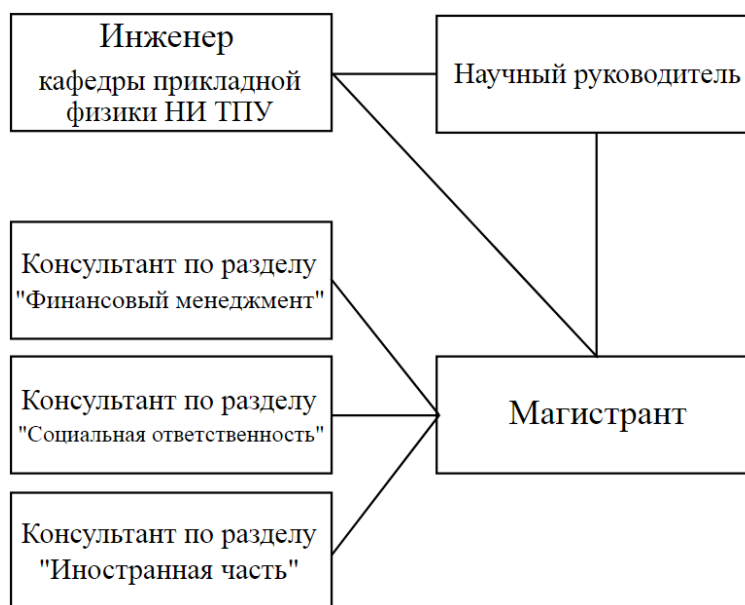


Рисунок 7.2 – Иерархическая структура работ

7.7 Определение ресурсной эффективности исследования

Интегральный показатель ресурсоэффективности вариантов исполнения объекта исследования можно определить следующим образом:

$$I_{pi} = \sum a_i \cdot b_i, \quad (7.15)$$

где I_{pi} – интегральный показатель ресурсоэффективности для i -го варианта исполнения разработки;

a_i – весовой коэффициент i -го варианта исполнения разработки;

b_i – бальная оценка i -го варианта исполнения разработки, устанавливается экспертным путем по выбранной шкале оценивания.

Расчет интегрального показателя ресурсоэффективности данного исследования представлен в форме таблицы 7.11.

Таблица 7.11 – Сравнительная оценка характеристик вариантов исполнения проекта

| Критерии | Весовой коэффициент параметра | Текущая разработка | Аналог 1 | Аналог 2 |
|-------------------------|-------------------------------|--------------------|----------|----------|
| Безопасность | 0,2 | 5 | 5 | 3 |
| Удобство в эксплуатации | 0,15 | 4 | 4 | 2 |
| Чувствительность | 0,15 | 4 | 3 | 3 |
| Энергоэффективность | 0,1 | 3 | 3 | 2 |
| Надежность | 0,15 | 4 | 3 | 3 |
| Мощность | 0,25 | 4 | 4 | 5 |
| ИТОГО | 1 | 3,95 | 3,8 | 3,25- |

$$I_{p,TP} = 5 \cdot 0,2 + 4 \cdot 0,15 + 3 \cdot 0,15 + 3 \cdot 0,1 + 4 \cdot 0,15 + 4 \cdot 0,25 = 3,95,$$

$$I_{p,A1} = 5 \cdot 0,2 + 4 \cdot 0,15 + 3 \cdot 0,15 + 3 \cdot 0,1 + 3 \cdot 0,15 + 4 \cdot 0,25 = 3,8;$$

$$I_{p,A2} = 3 \cdot 0,2 + 2 \cdot 0,15 + 3 \cdot 0,15 + 2 \cdot 0,1 + 3 \cdot 0,15 + 5 \cdot 0,25 = 3,25.$$

Интегральный финансовый показатель разработки определяется как:

$$I_{\Phi}^{исп.i} = \frac{\Phi_{исп.i}}{\Phi_{max}}, \quad (7.16)$$

где $\Phi_{исп.i}$ – стоимость i -го варианта исполнения разработки;

$\Phi_{max.i}$ – максимальная стоимость исполнения проекта, в т.ч. аналогов.

$$I_{\Phi}^{\text{ТР}} = \frac{\Phi_{\text{ТР}}}{\Phi_{\text{max}}} = \frac{2662767,34}{3800000} = 0,7,$$

$$I_{\Phi}^{\text{А1}} = \frac{\Phi_{\text{А1}}}{\Phi_{\text{max}}} = \frac{3800000}{3800000} = 1,$$

$$I_{\Phi}^{\text{А2}} = \frac{\Phi_{\text{А2}}}{\Phi_{\text{max}}} = \frac{3100000}{3800000} = 0,82.$$

Интегральный показатель эффективности вариантов исполнения разработки $I_{\text{исп.}i}$ определяется на основании интегрального показателя ресурсоэффективности и интегрального финансового показателя по формуле:

$$I_{\text{исп.}i} = \frac{I_{\text{р.исп.}i}}{I_{\Phi}^{\text{исп.}i}}, \quad (7.17)$$

$$I_{\text{исп.ТР}} = \frac{I_{\text{р.ТР}}}{I_{\Phi}^{\text{ТР}}} = \frac{3,95}{0,7} = 5,64,$$

$$I_{\text{исп.А1}} = \frac{I_{\text{р.А1}}}{I_{\Phi}^{\text{А1}}} = \frac{3,8}{1} = 3,8,$$

$$I_{\text{исп.А2}} = \frac{I_{\text{р.А2}}}{I_{\Phi}^{\text{А2}}} = \frac{3,25}{0,82} = 3,96.$$

Полученная величина интегрального финансового показателя разработки отражает соответствующее численное удешевление стоимости разработки в размах.

Сравнительная эффективность проекта:

$$\mathcal{E}_{\text{ср}} = \frac{I_{\text{финр}}^{\text{исп.}i}}{I_{\text{исп.}i}}. \quad (7.18)$$

Таблица 7.15 – Сравнительная эффективность разработки

| № | Показатели | Текущая разработка | Аналог 1 | Аналог 2 |
|---|---|--------------------|----------|----------|
| 1 | Интегральный показатель ресурсоэффективности разработки | 3,95 | 3,8 | 3,25 |
| 2 | Интегральный показатель эффективности | 5,64 | 3,8 | 3,96 |
| 3 | Сравнительная эффективность вариантов исполнения | 1,43 | 1 | 1,22 |

На основе расчета интегрального показателя с определением двух средневзвешенных величин: финансовой эффективности и ресурсоэффективности научного исследования можно заключить что, сравнительная оценка текущего проекта выше существующих решений минимум на 20% и на 40%.

Таким образом, итоговая себестоимость НИР составила 2663000 рублей, время, необходимое для выполнения работы, составило 136 календарных дней.

Охрана труда – это система законодательных актов, социально-экономических, организационных, технических, гигиенических и лечебно-профилактических мероприятий и средств, обеспечивающих безопасность, сохранение здоровья и работоспособности человека во время труда.

Полностью безопасных и безвредных производств не существует. Задача охраны труда – свести к минимуму вероятность поражения или заболевания работающего с одновременным обеспечением комфорта при максимальной производительности труда. Реальные производственные условия характеризуются, как правило, наличием некоторых опасных и вредных производственных факторов.

Опасным производственным фактором, согласно ГОСТ 12.0.002-80, называется такой производственный фактор, воздействие которого в определенных условиях приводит к травме или другому внезапному, резкому ухудшению здоровья.

Вредным производственным фактором называется такой фактор, воздействие которого на работающего в определенных условиях приводит к заболеванию или снижению трудоспособности.

8.1 Анализ опасных и вредных производственных факторов

Производственные условия на рабочем месте характеризуются наличием опасных и вредных факторов, которые классифицируются по группам элементов: физические, химические, биологические, психофизиологические.

На инженера, работа которого связана с моделированием на ПЭВМ и с проведением лабораторных исследований на рентгеновской установке воздействуют следующие факторы:

- физические:

- температура и влажность воздуха;
- шум;
- статическое электричество;
- электромагнитное поле низкой частоты;
- освещённость;
- ионизирующее излучение;
- психофизиологические.

Психофизиологические опасные и вредные производственные факторы, делятся на: физические перегрузки (статические, динамические) и нервно-психические перегрузки (умственное перенапряжение, монотонность труда, эмоциональные перегрузки).

Дипломная работа была выполнена в помещениях лаборатории «Рентгеновская оптика» Физико-технического института Томского политехнического университета, а также в помещении лаборатории микроскопических исследований Сибирского государственного медицинского университета. Данные помещения являются помещениями с повышенной электро-, пожаро- и взрывоопасностью, вследствие того, что в них присутствуют открытые трубы и батареи отопления, источники высокого напряжения, источники ионизирующего излучения. Также в эксплуатации данных лабораторий находится дорогостоящее, высокоточное и высокотехнологичное оборудование. Все это требует соблюдения специальных правил техники безопасности, охраны труда, правил электро- и пожарной безопасности.

Работа выполнялась с использованием современной вычислительной техники, что позволило достичь высокой эффективности процесса и уменьшения временных затрат на его проведение.

В таблице 8.1 приведены основные законодательные акты, регламентирующие охрану труда на предприятии.

Таблица 8.1 – Основные законодательные акты

| Документ | Расшифровка |
|--------------------------------|---|
| ГОСТ 12.1.019 (с изм. №1) ССБТ | Электробезопасность. Общие требования и номенклатура видов защиты. |
| ГОСТ 12.1.030–81 ССБТ | Защитное заземление, зануление. |
| ГОСТ 12.1.038–82 ССБТ | Электробезопасность. Предельно допустимые уровни напряжений прикосновения и токов. |
| ГОСТ 12.2.003–91 ССБТ | Оборудование производственное. Общие требования безопасности. |
| ГОСТ 12.2.032–78 ССБТ | Рабочее место при выполнении работ сидя. Общие эргономические требования. |
| ГОСТ 12.3.002–75 ССБТ | Процессы производственные. Общие требования безопасности. |
| ППБ 01–03 | Правила пожарной безопасности в Российской Федерации. – М.: Министерство Российской Федерации по делам гражданской обороны, чрезвычайным ситуациям и ликвидации последствий стихийных бедствий, 2003. |
| Р 2.2.2006–05 | Руководство, по гигиенической оценке, факторов рабочей среды и трудового процесса. Критерии и классификация условий труда. – М.: Минздрав России, 2006. |
| СанПиН 2.2.1/2.1.1.1278–03 | Гигиенические требования к естественному, искусственному и совмещённому освещению жилых и общественных зданий. – М.: Минздрав России, 2003. |
| СанПиН 2.2.2/2.4.1340–03 | Санитарно-эпидемиологические правила и нормативы «Гигиенические требования к персональным электронно-вычислительным машинам и организации работы». – М.: Госкомсанэпиднадзор, 2003. |
| СанПиН 2.2.4.548–96 | Гигиенические требования к микроклимату производственных помещений. – М.: Минздрав России, 1997. |
| СанПиН 2.6.1.2523-09 | Нормы радиационной безопасности НРБ-99/2009 |
| СНиП 2.04.05–91 | Отопление, вентиляция и кондиционирование. |
| СНиП 21–01–97 | Пожарная безопасность зданий и сооружений. – М.: Гострой России, 1997. – с.12. |

8.2 Обоснование и разработка мероприятий по снижению уровней опасного и вредного воздействия и устранению их влияния при работе на ПК и АПК

8.2.1 Организация рабочего места оператора ПК

Рациональная планировка рабочего места предусматривает четкий порядок и постоянство размещения предметов, средств труда и документации. То, что требуется для выполнения работ чаще, должно располагаться в зоне легкой досягаемости рабочего пространства. Зоны досягаемости рук в горизонтальной плоскости изображены на рисунке 8.1.

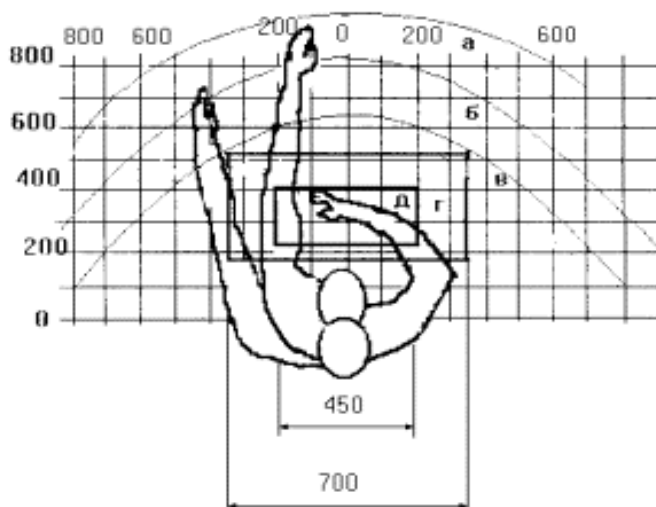


Рисунок 8.1. Зоны досягаемости рук

При проектировании письменного стола должны быть учтены следующие требования:

1. Высота рабочей поверхности стола рекомендуется в пределах 680-800 мм.
2. Высота рабочей поверхности, на которую устанавливается клавиатура, должна быть 650 мм.

3. Рабочий стол должен быть шириной не менее 700 мм и длиной не менее 1400 мм.

4. Должно иметься пространство для ног высотой не менее 600 мм, шириной - не менее 500 мм, глубиной на уровне колен - не менее 450 мм и на уровне вытянутых ног - не менее 650 мм.

5. Рабочее кресло должно быть подъёмно-поворотным и регулируемым по высоте и углам наклона сиденья и спинки, а также расстоянию спинки до переднего края сиденья. Рекомендуется высота сиденья над уровнем пола 420-550 мм. Конструкция рабочего кресла должна обеспечивать: ширину и глубину поверхности сиденья не менее 400 мм; поверхность сиденья с заглаблённым передним краем.

6. Монитор должен быть расположен на уровне глаз оператора на расстоянии 500-600 мм. Согласно нормам, угол наблюдения в горизонтальной плоскости должен быть не более 45° к нормали экрана. Лучше если угол обзора будет составлять 30° . Кроме того, должна быть возможность выбирать уровень контрастности и яркости изображения на экране.

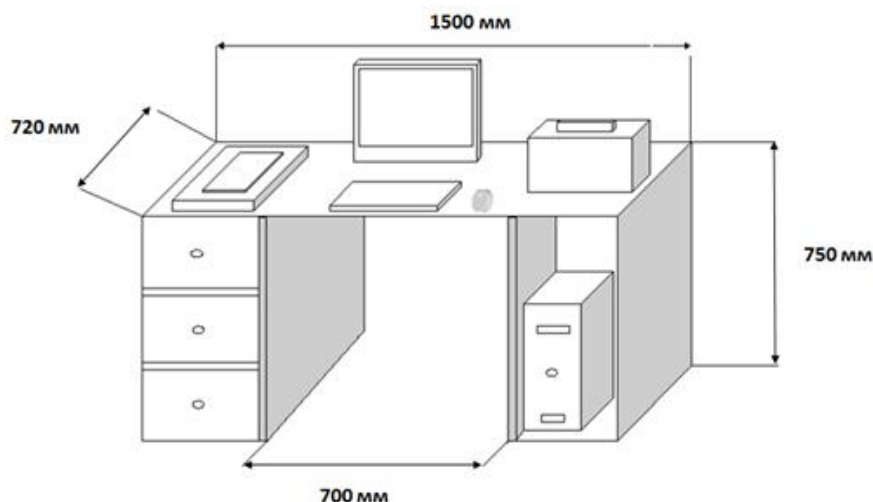


Рисунок 8.2. Схема организации рабочего места

Должна предусматриваться возможность регулирования экрана:

- по высоте плюс-минус 3 см;

- по наклону от 10 до 20 градусов относительно вертикали;
- в левом и правом направлениях.

Клавиатуру следует располагать на поверхности стола на расстоянии 100-300 мм от края. Нормальным положением клавиатуры является её размещение на уровне локтя оператора с углом наклона к горизонтальной плоскости 15°. Более удобно работать с клавишами, имеющими вогнутую поверхность, четырёхугольную форму с закруглёнными углами. Конструкция клавиши должна обеспечивать оператору ощущение щелчка. Цвет клавиш должен контрастировать с цветом панели. Организация рабочего места изображена на рисунке 8.2.

8.2.2 Условия безопасной среды

Микроклимат – комплекс физических факторов внутренней среды помещений, оказывающий влияние на тепловой обмен организма и здоровье человека.

Воздух рабочей зоны (микроклимат) производственных помещений определяют следующие параметры: температура, относительная влажность, скорость движения воздуха. Оптимальные и допустимые значения характеристик микроклимата и приведены в таблице 8.2 и 8.3.

К мероприятиям по оздоровлению воздушной среды в производственном помещении относятся: правильная организация вентиляции и кондиционирования воздуха, отопление помещений. Вентиляция может осуществляться естественным и механическим путём. При объеме помещения до 20 м³ в него должно подаваться, не менее 30 м³/ч наружного воздуха на одного человека. В случае объема помещения более 40 м³ на одного человека допускается естественная циркуляция, но с учетом отсутствия выделения вредных веществ.

Таблица 8.2 – Оптимальные параметры микроклимата

| Период года | Температура, °С | Относительная влажность, % | Скорость движения воздуха, м/с |
|-------------|-----------------|----------------------------|--------------------------------|
| Холодный | 22-24 | 40-60 | 0,1 |
| Тёплый | 23-25 | 40-60 | 0,1 |

Температура – степень нагретости воздуха в рабочем помещении. По закону при восьмичасовом рабочем дне температура воздуха в офисном помещении должна составлять 23-25°С в теплое время года и 22-24 °С в холодное (при относительной влажности 40-60%). Отклонение от нормы разрешено лишь на 1-2 °С. Допустимое колебание температуры во время рабочего дня – не больше 3-4 °С.

Таблица 8.3 – Допустимые параметры микроклимата

| Период года | Температура, °С | | Относительная влажность, % | Скорость движения воздуха, м/с | |
|-------------|---------------------------|---------------------------|----------------------------|--------------------------------|--------------------------------|
| | Диапазон ниже допустимого | Диапазон выше допустимого | | Для диапазона ниже допустимого | Для диапазона выше допустимого |
| Холодный | 20,0-21,9 | 24,1-25,0 | 15-75 | 0,1 | 0,1 |
| Тёплый | 21,0-22,9 | 25,1-28,0 | 15-75 | 0,1 | 0,2 |

В лаборатории осуществляется естественная вентиляция. Воздух поступает и удаляется через щели, окна, двери. Основной недостаток такой вентиляции в том, что подача приточного воздуха идет в помещения без предварительной очистки и подогрева.

Шум – беспорядочные колебания различной физической природы, отличающиеся сложностью временной и спектральной структуры. Единица измерения – дБ, к примеру, шум дождя 20 дБ. В соответствии с санитарными нормами уровень шума около зданий в дневное время не должен превышать 55 дБ, а ночью (с 23 до 7 ч утра) – 45 дБ, в помещениях – соответственно 40 и 30 дБ.

Таким образом, приведены следующие значения уровня звукового давления в помещениях офисов проектных и научно-исследовательских организаций:

- допустимый уровень – 45 дБ;
- максимальный уровень – 60 дБ;
- оптимальный уровень – 50 дБ.

При выполнении работы на ЭВМ уровень шума в рабочем помещении не должен превышать 50 дБ.

Для снижения воздействия шумов на органы слуха необходимо применять соответствующие звукоизоляции, звукопоглощение и вкладыши.

Средства и методы коллективной защиты в зависимости от способа реализации подразделяются на:

- акустические (звукоизолирующие кожухи, кабины, акустические экраны, выгородки, звукопоглощающие облицовки, объемные поглотители звука и др.), архитектурно-планировочные (создание шумозащищенных зон);
- организационно-технические (применение малошумных технологических процессов и машин, оснащение шумных машин средствами дистанционного управления и автоматического контроля, использование рациональных режимов труда и отдыха работников на шумных предприятиях и др.).

Экран и системные блоки производят электромагнитное излучение. Основная его часть происходит от системного блока и видеокабеля. Согласно ГОСТ 12.0.003-74 напряженность электромагнитного поля на расстоянии 50 см вокруг экрана по электрической составляющей должна быть не более:

- в диапазоне частот 5 Гц - 2 кГц – 25 В/м;
- в диапазоне частот 2 - 400 кГц – 2,5 В/м.

Плотность магнитного потока должна быть не более:

- в диапазоне частот 5 Гц - 2 кГц – 250 нТл;
- в диапазоне частот 2 - 400 кГц – 25 нТл.

Существуют следующие способы защиты от ЭМП:

- увеличение расстояния от источника (экран должен находиться на расстоянии не менее 50 см от пользователя);
- применение приэкранных фильтров, специальных экранов и других средств индивидуальной защиты.

При работе с компьютером источником ионизирующего излучения является дисплей. Под влиянием ионизирующего излучения в организме может происходить нарушение нормальной свертываемости крови, увеличение хрупкости кровеносных сосудов, снижение иммунитета и др. Доза облучения при расстоянии до дисплея 20 см составляет 50 мкР/час. По нормам ГОСТ 12.0.003-74 конструкция ЭВМ должна обеспечивать мощность экспозиционной дозы рентгеновского излучения в любой точке на расстоянии 0,05 м от экрана не более 100 мкР/час.

Утомляемость органов зрения может быть связана как с недостаточной освещенностью, так и с чрезмерной освещенностью, а также с неправильным направлением света.

В производственном помещении применяется общее равномерное освещение с помощью люминесцентных ламп.

Согласно требованиям СНиП 23-05-95 освещенность рабочих поверхностей должна быть не менее 200 лк.

8.3 Радиационная безопасность

Главная цель радиационной безопасности – охрана здоровья людей от вредного воздействия ионизирующего излучения путем соблюдения основных принципов и норм радиационной безопасности.

Главным документом по радиационной безопасности при организации работ с источниками ионизирующих излучений является «Основные санитарные

правила работы с радиоактивными веществами и другими источниками ионизирующих излучений».

Под влиянием ионизирующего излучения в организме может происходить торможение функции кроветворных органов, нарушение нормальной свертываемости крови и увеличение хрупкости кровеносных сосудов, снижение сопротивляемости организма инфекционным заболеваниям и др. Необходимо применять защитные меры, которые должны предотвращать радиоактивное загрязнение воздуха, поверхности рабочих помещений, кожи и одежды персонала:

- использовать барьеры и костюмы защиты при работе с источниками радиации;
- принимать душ после работы с источниками излучения;
- не принимать пищу рядом с источниками радиационного заражения.

Все работы с радионуклидами подразделяют на два вида: на работу с закрытыми источниками ионизирующих излучений и работу с открытыми радиоактивными источниками.

Основным требованием к обеспечению радиационной безопасности при работе с закрытыми источниками является сооружение защит для снижения внешних потоков излучения на рабочем месте и в соседних комнатах до допустимых уровней, указанных в таблице 8.4.

Работа с источниками излучения закрытого типа предусматривает следующие положения:

- в нерабочем положении все источники должны находиться в защитных устройствах, а ускорители и генераторы должны быть обесточены;
- должна быть установлена сигнализация;
- если мощность эквивалентной дозы на расстоянии 1 м от источника не превышает 3 мЗв/час, то специального требования к помещению и размещению установки не предъявляется. Если мощность эквивалентной дозы

превышает 3 мЗв/час, то для размещения установок выделяют отдельные помещения;

- при работе с закрытыми источниками излучения не предъявляется специального требования к отделке помещения, так как на них не попадают радиоактивные вещества;
- соблюдение мер личной гигиены.

Таблица 8.4 – Пределы допустимых доз

| Нормируемые величины | Пределы доз | |
|----------------------------|-------------------|-----------|
| | Персонал группы А | Население |
| Эквивалентная доза | 20 мЗв | 1 мЗв |
| Эквивалентная доза за год: | | |
| • в хрусталике | 150 мЗв | 15 мЗв |
| • в коже | 500 мЗв | 50 мЗв |
| • в кистях и стопах | 500 мЗв | 50 мЗв |

Существуют допустимые уровни доз, которые может получить человек. Уровни разделяются в соответствии с категорией по нормам радиационной безопасности: персонал группы А, Б и население. Студенты относятся к персоналу группы Б. Пределы допустимых доз для персонала группы А и населения приведены в табл. 8.5. Пределы доз и допустимые уровни для персонала группы Б равны 1/4 от группы А.

Таблица 8.5 – Мощность эквивалентной дозы используемой при проектировании защиты

| Категория облучаемых лиц | | Назначение помещения | Продолжительность облучения, ч/год | Проектируемая мощность дозы, мкЗв/ч |
|--------------------------|-------|---|------------------------------------|-------------------------------------|
| Персонал | гр. А | Постоянное пребывание | 700 | 6,0 |
| | | Временное пребывание | 850 | 12 |
| | гр. Б | Помещение организации и территория С.З.З., где находится персонал гр. Б | 2000 | 1,2 |
| Население | | Любое другое помещение и территория | 8800 | 0,06 |

Значения проектной мощности эквивалентной дозы для стандартной продолжительности пребывания в помещениях и на территориях персонала и населения приведены в таблице 8.5.

8.4 Электробезопасность

Электробезопасность – система организационных и технических мероприятий и средств, обеспечивающих защиту людей от вредного и опасного воздействия электрического тока, электрической дуги, электромагнитного поля и статического электричества.

Безопасной для человека является величина переменного тока – 10 мА, постоянного – 50 мА, безопасное напряжение 12 В.

При проведении компьютерных исследований использовалась аппаратура, питание которой осуществляется от сети с напряжением 220 В. Оборудование лаборатории является низковольтным. По наличию признаков электрических опасностей – помещение относится к категории помещений с пониженной опасностью.

Влияние электрического тока на организм человека носит разносторонний характер, и может привести как к легкому, так и к тяжелому исходу. Проходя через организм человека, электрический ток оказывает термическое и биологическое действия:

- нагрев тканей вплоть до ожогов;
- разложение крови и плазмы – нарушение физико-химического состава;
- возбуждение тканей организма (судороги).

Действие тока может привести к электрической травме.

Степень опасности и исход поражения электрическим током зависят от ряда причин. Основными из них являются: величина тока, проходящего через организм; путь прохождения тока; продолжительность действия тока; частота

тока и сопротивление человека в момент соприкосновения с токоведущими частями, которые, в свою очередь, зависят от состояния окружающей среды (температура, влажность воздуха и т.д.).

При прохождении электрического тока через тело человека могут возникнуть повреждения организма. Действие тока на организм человека может быть местным и общим. Общее (рефлекторное) поражение – электрический удар, представляет для человека наибольшую опасность: нарушается работа центральной нервной и сердечно – сосудистой систем, что приводит к фибрилляции и параличу сердца, а также к остановке дыхания.

Характер и последствия поражения зависят от величины, частоты и пути прохождения тока; продолжительности воздействия. Своевременно оказанная помощь при поражении током позволяет сохранить жизнь пострадавшему. Поэтому помощь должна быть оказана немедленно. При оказании первой помощи пострадавшего необходимо отсоединить от токоведущей части, одновременно защищая себя от опасности контакта с тоководами.

В первую очередь надо отключить ток. При легких поражениях пострадавшего следует вынести на свежий воздух. Если дыхание очень резкое и судорожное, необходимо сделать искусственное дыхание. При остановке дыхания и отсутствии пульса делают искусственное дыхание и непрямой массаж сердца. Затем необходима госпитализация.

Пороговый осязаемый ток – наименьшее значение тока, при прохождении которого через организм человека появляются осязаемые раздражения (легкое дрожание рук).

Пороговый не отпускающий ток – наименьшее значение тока, при котором организм человека не в состоянии преодолеть судороги мышц и не может разжать руку, держащую проводник.

Помещение, в котором проводится работа, относится к группе помещений без повышенной опасности: сухое (влажность воздуха не превышает 75%), не жаркое (температура не превышает 28 °С), с токонепроводящими полами, без токопроводящей пыли и химически активной среды. Все провода,

подводящие напряжение к электрооборудованию, электроизолированы и находятся в заземленной металлической оплетке. Рубильник распределительного щитка имеет пластмассовый кожух. Также имеются отключающие автоматы. Выполнен контур защитного заземления из стальной полосы сечением 30 мм² по периметру помещения. Все электрические приборы в лаборатории заземлены.

Для предотвращения появления статического электричества и защиты от его влияния в помещении необходимо использовать нейтрализаторы и увлажнители, а полы должны иметь антистатическое покрытие. Конструкция пола в помещении обеспечивает сток и отвод статического электричества. Покрытие пола выполнено из гладких, прочных, обладающих антистатическими свойствами материалов (поливинилхлоридное покрытие ТУ 21-29108-84).

Обслуживающий персонал проходит инструктаж по технике безопасности на рабочем месте и проверку знаний в квалифицированной комиссии, после чего каждому присваивается группа допуска не ниже 3.

8.5 Противопожарная безопасность

Согласно НПБ 105-95 (нормам пожарной безопасности), в зависимости от характеристики используемых в производстве веществ и их количества, по пожарной и взрывной опасности помещения подразделяются на категории А, Б, В, Г, Д. Помещение по степени пожаровзрывоопасности относится к категории В, так как содержит твердые сгорающие вещества.

Возможные причины загорания:

- работа с открытой электроаппаратурой;
- короткие замыкания в блоке питания;
- несоблюдение правил пожарной безопасности;
- наличие горючих компонентов: документы, двери, столы, изоляция кабелей и т.п.

Мероприятия по пожарной профилактике разделяются на: организационные, технические, эксплуатационные и режимные.

Организационные мероприятия предусматривают правильную эксплуатацию оборудования, правильное содержание зданий и территорий, противопожарный инструктаж рабочих и служащих, обучение производственного персонала правилам противопожарной безопасности, издание инструкций, плакатов, наличие плана эвакуации.

К техническим мероприятиям относятся: соблюдение противопожарных правил, норм при проектировании зданий, при устройстве электропроводов и оборудования, отопления, вентиляции, освещения, правильное размещение оборудования.

К режимным мероприятиям относятся, установление правил организации работ, и соблюдение противопожарных мер. Для предупреждения возникновения пожара от коротких замыканий, перегрузок и т. д. необходимо соблюдение следующих правил пожарной безопасности:

- исключение образования горючей среды (герметизация оборудования, контроль воздушной среды, рабочая и аварийная вентиляция);
- применение при строительстве и отделке зданий негорючих или трудно сгораемых материалов;
- правильная эксплуатация оборудования (правильное включение оборудования в сеть электрического питания, контроль нагрева оборудования);
- правильное содержание зданий и территорий (исключение образования источника воспламенения - предупреждение самовозгорания веществ, ограничение огневых работ);
- обучение производственного персонала правилам противопожарной безопасности;
- издание инструкций, плакатов, наличие плана эвакуации;
- соблюдение противопожарных правил, норм при проектировании зданий, при устройстве электропроводов и оборудования, отопления, вентиляции, освещения;

- правильное размещение оборудования;
- своевременный профилактический осмотр, ремонт и испытание оборудования.

В помещении с электрооборудованием, во избежание поражения электрическим током, целесообразно использовать углекислотные или порошковые огнетушители. Данные огнетушители предназначены для тушения загораний различных веществ и материалов, электроустановок под напряжением до 1000В, горючих жидкостей. Химические и пенные огнетушители не допустимы. Согласно требованиям пожарной безопасности, на этаже находится 2 огнетушителя ОП-3, лестничные пролеты оборудованы гидрантами, имеется кнопка пожарной сигнализации. Таким образом марка допустимых к использованию в рассматриваемом помещении огнетушителей – ОП-3(з) – огнетушители переносные порошковые.

План эвакуации изображен на рисунке 8.3.

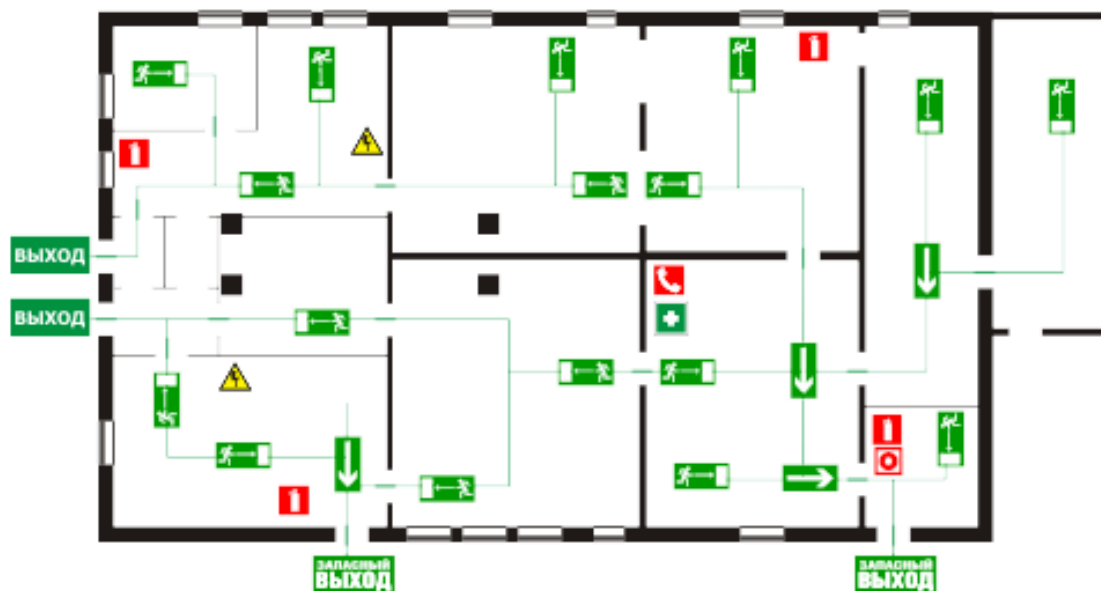


Рисунок 8.3. План эвакуации

Огнетушители следует располагать на защищаемом объекте в соответствии с требованиями раздела 2.3 ГОСТ 12.4.009-83 таким образом, чтобы они были защищены от воздействия прямых солнечных лучей, тепловых

потоков, механических воздействий и других неблагоприятных факторов (вибрация, агрессивная среда, повышенная влажность и т. д.). Они должны быть хорошо видны и легкодоступны в случае пожара. Предпочтительно размещать огнетушители вблизи мест наиболее вероятного возникновения пожара, вдоль путей прохода, а также около выхода из помещения. Огнетушители не должны препятствовать эвакуации людей во время пожара.

Заключение

Таким образом, проанализировав достоинства и недостатки всех существующих на сегодняшний день методов фазово-контрастной визуализации, для дальнейших исследований был выбран метод фазово-контрастной визуализации с использованием дифракционных решеток. Так как данный метод за счет возможности использования высокоэнергетических пучков излучения снижает дозовую нагрузку на пациента, а использование монохроматора позволяет создавать излучение близкое по своим свойствам к синхротронному. Также существующие на сегодняшний день высокоточные детекторы позволяют существенно улучшить разрешающую способность системы. При этом данная система вследствие простоты сборки и доступности оборудования дает возможность проводить исследования в условиях далеких от идеальных и позволяет достаточно быстро модернизировать существующее клиническое оборудование без больших финансовых затрат. К тому же, сейчас в России исследования по данной тематике единичны и далеки от практической полезности, в то время как Европейское научное сообщество осваивает данную технологию уже более десяти лет.

В результате проведения последовательных экспериментальных исследований биологических образцов с низкими абсорбционными свойствами на базе аппаратно-программного комплекса, разработанного в лаборатории «Рентгеновская оптика» Томского Политехнического университета, а также математического моделирования работы данной установки были сделаны следующие выводы:

1. На полученных снимках хорошо дифференцируются мягкие тканевые структуры, такие как хрящевая ткань, а также детализированное изображение губчатой структуры кости и относительно однородная структура эпифизарной пластинки надхрящницы.

2. При использовании АПК мягкотканые структуры с низкими абсорбционными свойствами имеют контраст близкий к воздушной среде, но в дальнейшем при использовании дифракционных решеток Тальбо контраст раздела границ биологических структур приблизится к контрасту костных структур.

3. Отсутствие ограничений в размерах используемого аппаратного комплекса (детектора и дифракционных решеток) позволяет увеличивать размер исследуемого объекта и пространственного разрешения получаемого изображения в несколько раз при сохранении качества детализации.

4. Без использования дифракционных решеток полученные изображения обладают качеством не превышающим современные КТ- и рентген-аппараты, но при использовании соответствующего программного улучшения качество детализации полученных аппаратным способом срезов может быть сравнимо со стандартными микроскопическими методами исследований.

5. Собранный аппаратно-программный комплекс обладает степенью безопасности сравнимую с классическими рентгенологическими установками. Мощность дозы рентгеновского излучения АПК при любом режиме работы установки крайне мала и при времени работы, необходимом для получения томографического изображения исследуемого объекта при токе в 3 мА доза, полученная одним образцом, составит 0,33 мГр (0,33 мЗв). Это значение накопленной дозы не выше рекомендованных значений при проведении ежегодных клинических исследований (максимально 1 мЗв в год).

Таким образом, можно сделать вывод о возможности применения данного метода контрастирования рентгенографических снимков в клинических условиях при условии модернизации существующего АПК. Внедрение подобных систем позволит снизить риски врачебных ошибок при диагностировании, аллергических реакций у пациентов на введение контрастирующих веществ и благодаря работе на высоких токах снизить дозовую нагрузку на пациента.

Список использованной литературы

1. Momose A., Yashiro W., Takeda Y., Suzuki Y., Hattori T. Phase tomography by X-ray Talbot interferometry for biological imaging. *Japanese Journal of Applied Physics Part 1-Regular Papers Brief Communications & Review Papers*. 2006; 45: 5254-5262.
2. Takeda T., Momose A., Hirano K., Haraoka S., Watanabe T., Itai Y. Human carcinoma: Early experience with phase-contrast X-ray CT with synchrotron radiation - Comparative specimen study with optical microscopy. *Radiology*. 2000; 214: 298-301.
3. Pisano E.D., Johnston R.E., Chapman D., Geradts J., Iacocca M.V., Livasy C.A., Washburn D.B., Sayers D.E., Zhong Z., Kiss M.Z., Thomlinson W.C. Human breast cancer specimens: Diffraction-enhance imaging with histologic correlation - Improved conspicuity of lesion detail compared with digital radiography. *Radiology*. 2000; 214: 895-901.
4. Muehleman C., Li J., Connor D., Parham C., Pisano E., Zhong Z. Diffraction-Enhanced Imaging of Musculoskeletal Tissues Using a Conventional X-Ray Tube. *Academic Radiology*. 2009; 16: 918-923.
5. Pogany A., Gao D., Wilkins S.W. Contrast and resolution in imaging with micro-focus x-ray source. *Review of Scientific Instruments*. 1997;68: 2774-2782.
6. Wu X., Liu H. A general theoretical formalism for x-ray phase contrast imaging. *Journal of X-Ray Science and Technology*. 2003; 11: 33-42.
7. Wu X., Liu H. Clinical implementation of x-ray phase-contrast imaging: theoretical foundations and design considerations. *Med Phys*. 2003; 30: 2169-2179.
8. Chen G-H., Qi Z. Image reconstruction for fan-beam differential phase contrast computed tomography. *Phys Med Biol*. 2008; 53: 1015–1025.

9. Davis TJ., Gao D., Gureyev TE., Stevenson AW., Wilkins SW. Phase-Contrast Imaging of Weakly Absorbing Materials Using Hard X-Rays. *Nature*. 1995; 373: 595-598.
10. Weitkamp T., David C., Kottler C., Bunk O., Pfeiffer F. Tomography with grating interferometers at low-brilliance source. *SPIE Proceeding*. 2006; 6318
11. Pfeiffer F., Weitkamp T., Bunk O., David C. Phase retrieval and differential phase-contrast imaging with low-brilliance X-ray sources. *Nature Physics*. 2006; 2: 258-261.
12. Bonse U., Hart M. An X-Ray Interferometer. *Applied Physics Letters*. 1965; 6: 155.
13. Momose A., Kawamoto S., Koyama I., Hamaishi Y., Takai H., Suzuki Y. Demonstration of X-ray Talbot interferometry. *Japanese Journal of Applied Physics, Part 2 (Letters)* 2003; 42: 866-868.
14. ГОСТ 12.1.019. Электробезопасность. Общие требования и номенклатура видов защиты.
15. ГОСТ 12.1.030-81. Электробезопасность. Защитное заземление. Зануление.
16. ГОСТ 12.1.038-82. Электробезопасность. Предельно допустимые уровни напряжений прикосновения и токов.
17. ГОСТ 12.2.003-91. Оборудование производственное. Общие требования безопасности.
18. ГОСТ 12.2.032-78. Рабочее место при выполнении работ сидя. Общие эргономические требования.
19. ГОСТ 12.3.002-75. Процессы производственные. Общие требования безопасности.
20. ППБ 01-03. Правила пожарной безопасности в Российской Федерации. – М.: Министерство Российской Федерации по делам гражданской обороны, чрезвычайным ситуациям и ликвидации последствий стихийных бедствий, 2003.

21. Р2.2.2006-05. Руководство, по гигиенической оценке, факторов рабочей среды и трудового процесса. Критерии и классификация условий труда. – М.: Минздрав России, 2006.
22. СанПиН 2.2.1/2.1.1.1278-03. Гигиенические требования к естественному, искусственному и совмещённому освещению жилых и общественных зданий. – М.: Минздрав России, 2003.
23. СанПиН 2.2.2/2.4.1340-03. Санитарно-эпидемиологические правила и нормативы «Гигиенические требования к персональным электронно-вычислительным машинам и организации работы». – М.: Госкомсанэпиднадзор, 2003.
24. СанПиН 2.2.4.548-96. Гигиенические требования к микроклимату производственных помещений. – М.: Минздрав России, 1997.
25. СанПиН 2.6.1.2523-09. Нормы радиационной безопасности НРБ-99/2009.
26. СНиП 2.04.05-91. Отопление, вентиляция и кондиционирование.
27. СНиП 21-01-97. Пожарная безопасность зданий и сооружений. – М.: Гострой России, 1997.

Приложение А

Студент:

| Группа | ФИО | Подпись | Дата |
|--------|-----------------------------|---------|------|
| 0AM51 | Бабичева Валентина Олеговна | | |

Консультант кафедры ПФ

| Должность | ФИО | Ученая степень, звание | Подпись | Дата |
|-------------------------------|--------------|---------------------------|---------|------|
| Старший преподаватель, каф.ПФ | Веригин Д.А. | | | |

Консультант – лингвист кафедры ИЯ ФТИ

| Должность | ФИО | Ученая степень, звание | Подпись | Дата |
|--------------------|----------------|---------------------------|---------|------|
| Доцент каф. ИЯ ФТИ | Емельянов И.Л. | к.с.н., доцент | | |

1 Physics of obtaining phase-contrast images

There was theoretically and experimentally proved that the wave is a chain of macroscopic phenomena observed in visible light – reflection and refraction at the interface between two environments, diffraction and interference. To describe the phenomena, the environment is often considered to consist of homogeneous subregions with sharp boundaries. Each subregion has a macroscopic refractive index.

Vacuum does not affect the wave, and thus has a refractive index of one. For visible light, the refractive index is often greater than unity. For example, the refractive index of visible light in the glass is from 1.5 to 1.8. Such a large refractive index makes it easier to observe the phenomena of reflection and refraction of visible light under laboratory conditions. Because of difference in the values of the refractive indices for X-ray and optical waves, it is very difficult to observe the phenomenon of X-ray refraction directly under laboratory conditions. For these purposes, the refractive index for X-rays is written as:

$$n = 1 - \delta + i\beta, \quad (1.1)$$

here δ – refractive index of phase shift;

β – refractive index of X-ray attenuation.

The refractive index is a dimensionless quantity and its imaginary part β is related to the usual linear attenuation coefficient μ :

$$\mu = 4\pi\beta\lambda, \quad (1.2)$$

here λ – X-ray wavelength.

The decrement and the imaginary part of the X-ray refractive index are:

$$\delta = \frac{\rho_e r_e \lambda^2}{2\pi}, \quad (1.3)$$

$$\beta = \left(\frac{\rho_e \lambda}{4\pi Z} \right) (\sigma_{pe} + \sigma_c), \quad (1.4)$$

here ρ_e – electron density;

r_e – electron radius;

Z – atomic number;

σ_{pe} – photovoltaic interaction cross section;

σ_c – Compton scattering cross section.

The magnitude of the phase shift in a homogeneous environment is determined by the decrease in the refractive index of the medium and the thickness of the environment. The inhomogeneous environment can be considered as a set of homogeneous environments with a small thickness, and thus the total amount of phase shift of the X-ray radiation is given by the formula:

$$\phi = \frac{2\pi}{\lambda} \int_l dl \delta(l) = \lambda r_e \int_l dl \rho_e(l), \quad (1.5)$$

Thus, the phase shift is determined by the electron density distribution. This definition contrasts with the imaginary part and the associated coefficient of linear attenuation, which depends on the electron density and atomic number of the substance, as shown in equation (1.4). The contour integral of the electron density is expressed in formula (1.5) and resembles the weakening of X-rays upon passage through nonuniform environment. In the case of attenuation, the logarithm of the ratio of the

number of incoming and outgoing photons gives the linear integral of the attenuation coefficient:

$$\ln \frac{N_0}{N} = \int_l dl \mu(l), \quad (1.6)$$

Based on equation (1.5) and a similar reconstruction of CT, the principles of tomographic reconstruction can be applied to the local distribution of the electron density, as long as the phase shift can be measured. To achieve the goal, the phase shift is measured around the object at different angles, and the distribution of the local electron density is then reconstructed using an appropriate image reconstruction algorithm. This is the physical basis of the phase contrast of CT.

However, direct measurement of the phase shift is often very difficult to implement in practice. Phase shifts should be related to other quantities that are easier to measure. If we assume that the X-ray wave propagates along the Z direction, the refraction phenomenon can be measured in the XY plane perpendicular to the direction of propagation of the wave. The refraction angle Θ is related to the phase shift as follows:

$$\Theta(x, y) = \frac{\lambda}{2\pi} \frac{d}{dx} \phi(x, y). \quad (1.7)$$

This relation was used as a basis for investigating the properties of the material in modern optics. However, the observation of the refraction effect for diagnostic X-rays is still a very complicated process, because the angle of refraction is of the order of micro-radians. In recent years, researchers have tested many different schemes for measuring the angle of refraction or its variants, all of which are presented in the next chapter.

2 Methods for obtaining phase-contrast images

Since the middle of 1990s, attention has been focused on X-ray phase-sensitive imaging, including phase tomography, since the sensitivity in X-ray imaging is significantly improved compared to conventional methods based on absorption of radiation. To create a contrast, depending on the phase shift of the X-ray radiation caused by the object, several methods have been developed:

- Interference method with the use of an additional reference beam;
- X-ray interferometry with the use of Talbot diffraction gratings;
- X-ray diffraction;
- Linear holography methods;
- Method of the coded diaphragm.

For the first time in this field, a crystalline X-ray interferometer was used. Since the phase contrast method uses crystal optics under Bragg diffraction conditions, a monochromatic X-ray plane wave is required for their implementation. This necessitates the use of a source of bright X-ray radiation, for example, a synchrotron.

For the first time in this field, a crystalline X-ray interferometer was used. In the methods of phase contrast, crystal optics is used in the conditions of Bragg diffraction. To fulfill the conditions of execution, a monochromatic X-ray plane wave is required. It's necessitates the use of a source of bright X-ray radiation, for example, a synchrotron source.

According to earlier calculations and experimental studies, phase-sensitive visualization allows to substantially reduce the dose of X-ray irradiation, while achieving comparable or better spatial and contrast resolution of the image as compared to the traditional one, obtained on the basis of X-ray absorption.

2.1 Interference method using an additional reference beam

The oldest and most complex method of phase-contrast rengenography used for experimental studies is the method of X-ray interferometry of Bons and Hart.

The Bons-Hart method uses three plates of crystalline silicon, placed parallel to each other. When the incident X-rays satisfy the Bragg diffraction conditions, the beam is divided into two parts. The resulting rays are reflected back onto the analyzer crystal. The object is placed on the path of one of the beams between the mirror and the crystal. After the beam passes through the image object, a phase shift is formed in the beam. This beam then interferes with other beams to generate modulations in the X-ray intensity. To determine the relative phase changes, the phase shifter can be placed in a reference beam to perform phase displacements. The resulting intensity modulation profile in the detector plane can be written as:

$$I(x, y) = I_0(x, y) + I_1(x, y) \cos[\phi(x, y) + \phi_0], \quad (2.1)$$

here $\phi(x, y)$ – local phase shift;

ϕ_0 – base phase;

I_0 – average signal value;

I_1 – amplitude of modulation.

Using the phase change method to 2π step to change the base phase $\phi_0 = j2\pi/M$, ($j = 1, 2, \dots, M$) with the step M , it is possible to solve the resulting system of equations to obtain the local phase shift $\phi(x, y)$. The minimum number of phase steps is 3 ($M = 3$), since there are three unknowns in equation (2.1): I_0, I_1, ϕ . If more than three phase steps are used, the phase shift can be determined using the first Fourier transform coefficient:

$$\sum_{j=1}^M I_j(x, y) e^{-i\frac{2\pi j}{M}} = \frac{MI_1(x, y)}{2} e^{i\phi(x, y)}. \quad (2.2)$$

Thus, the phase shift is defined as:

$$\varphi(x, y) = \text{arg} \left\{ \sum_{j=1}^M I_j(x, y) e^{-i\frac{2\pi j}{M}} \right\}, \quad (2.3)$$

$$I_j(x, y) = I_0(x, y) + I_1(x, y) \cos \left[\varphi(x, y) + j\frac{2\pi}{M} \right] \quad (2.4)$$

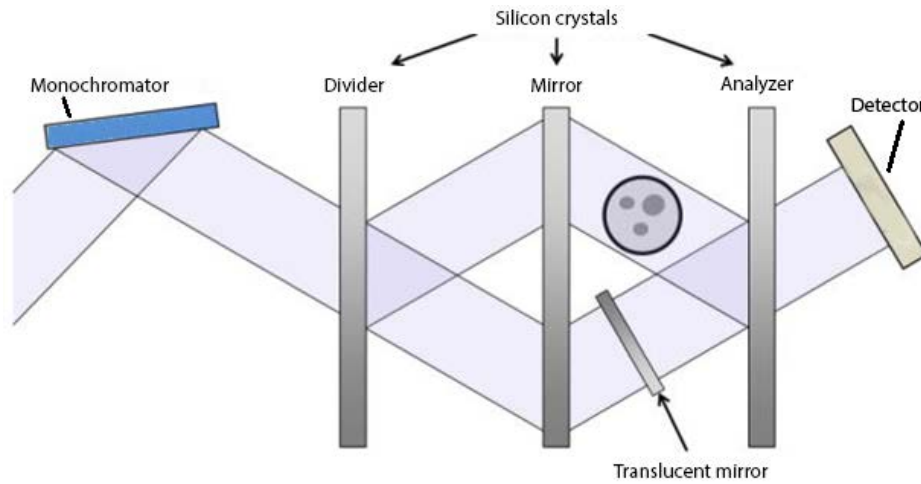


Figure 2.1. X-ray interferometer settings

The image of the object is rotated, and the local phase shift is recorded at each position of the object. This procedure measures a series of linear integrals given by equation (1.5). After this stage, a tomographic reconstruction is performed to obtain a local electron density distribution.

The possibilities of applying the interference method were investigated using synchrotron X-ray radiation, since only this type of radiation provides the necessary level of monochromaticity. To record extremely small X-ray deviations from the original propagation direction, a highly sensitive system for analyzing and detecting transmitted waves passes through the object. Therefore, the achievement of the

necessary level of system stability is difficult to achieve with maximum sensitivity of detectors and significant dimensions of the investigated objects. To increase the sensitivity of detectors, crystal plates for installation must be made from a single piece of silicon, which limits the resulting field of view by several centimeters, and complicates the process of reconstructing the results of interferometry. The combination of these problems with the need for a synchrotron can lead to the fact that the clinical utility of such a system may be insignificant.

But despite the inconvenience of implementing this method, its high sensitivity provides high resolution density in the range of mg / cm³ and is a great advantage of this method, in comparison with others.

In the experiments of Tohura Takeda et al., a phase-contrast interferometer with an asymmetric silicon crystal was used to obtain images of metastatic colon cancer cells in the liver, and the results of this experiment were compared with the results obtained with irradiation of healthy tissues.

For the study, two types of samples were taken: tissue with metastatic colon cancer in the liver and with hepatocellular carcinoma and liver cirrhosis. Samples for the study were placed in a chamber filled with water. The cell of the interferometer was installed in the path of the beam between the mirror and the analyzer of the interferometer. When registering the beam position, the samples turned inside the water cell. The exposure time of the beam was 60 seconds for each projection. During the period 180°, 200 projections were made with a field of view of 5 × 5 mm. The image was reconstructed with a voxel size of 12 microns and a spatial resolution of 30 microns. The energy of the X-ray radiation was set at 17.7 keV, the flow in the front of the sample was about 5 × 10⁵ photons per square meter. per second.

The results showed a difference in the refraction of radiation in the tissues of the samples. Beads were identified differences in the structure of dead tissue, cancer cells and healthy tissues without the use of contrast media. Cancer cells, dead tissue and encapsulated fibrosis were identified in cases of hepatocellular carcinoma with cirrhosis of the liver and metastatic colon cancer in the liver. The images obtained with phase contrast CT tomography were similar to those obtained with low-resolution

optical microscopy. Comparison of phase-contrast images and optical microscopy is presented in Figures 2.4 and 2.5.

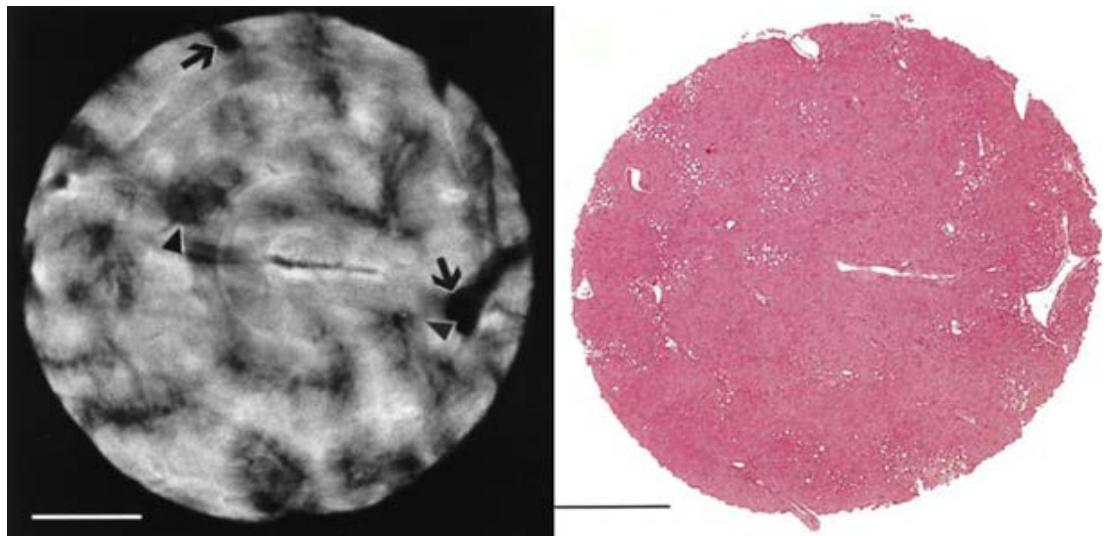


Figure 2.4. Phase contrast CT scan of healthy liver tissue. Healthy cells (light areas) correspond to a high refractive index. A low refractive index corresponds to clusters of vessels (arrows)

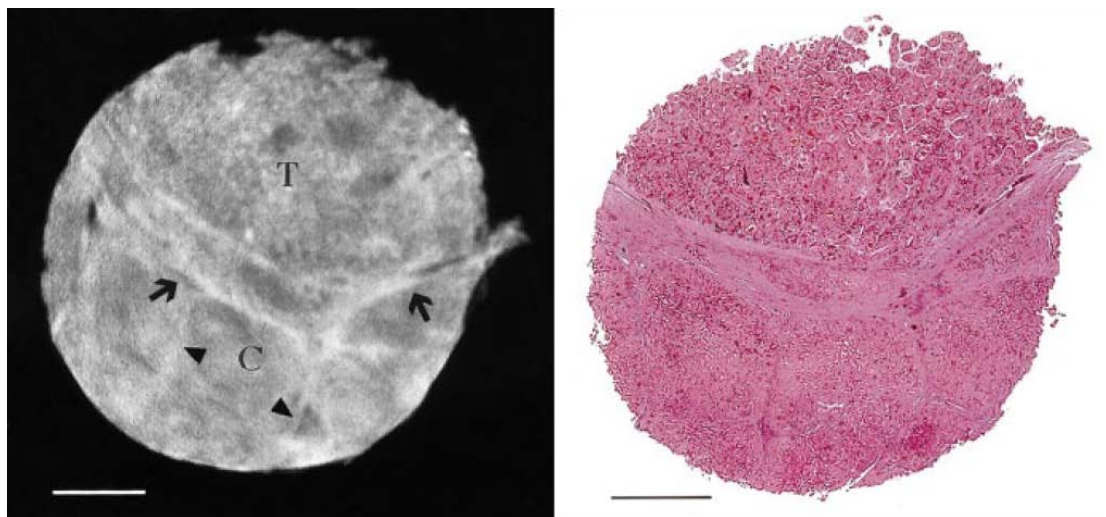


Figure 2.5. Phase-contrast CT of the hepatocellular carcinoma:

T - carcinoma (low refractive index);

C - cirrhosis of tissues (high refractive index);

Arrows show fibrous capsules with a high refractive index.

Without the use of contrast agents, standard X-ray CT methods sometimes detect cancer cells with a profile thickness of 10 mm as regions with a lower absorption level than healthy cells. However, phase-contrast X-ray tomography with a profile thickness of 12 μm . Clearly showed the differences in the morphological structures of pathological tissues. Nevertheless, very thin morphological structures were not clearly visualized. Detailed pathological structures of hepatocellular carcinoma were not visualized at a spatial resolution of 30 μm . Thus, the change in the refractive index is clearly differentiated by phase contrast radiography because of its high sensitivity. Nevertheless, the phase-contrast CT is not yet sufficiently developed for medical applications. The authors determined the most important task to create a method for expanding the field of view.

2.2 Method of X-ray interferometry with the use of diffraction gratings Talbot

Even today, there is a variation of the method of X-ray interferometry using an additional reference beam in which the measurement of the X-ray refraction angle is converted into a measurement of the modulation intensity using a diffraction interferometer. The process of interferometry is due to the Talbot effect, also known as the self-reproduction effect, observed far from an object with a periodic structure, such as, for example, a lattice. The effect was first observed in 1836 by William Talbot. The electromagnetic field behind the object illuminated by a plane monochromatic wave is a set of diffracted waves. If a linear diffraction grating is placed in the object plane, then at a certain distance (Talbot length), the structure of the light intensity in the plane immediately after the grating is reproduced from it as a result of the diffraction of the diffracted waves. At half the length of Talbot, the reproduced image is also observed, but shifted in phase by half the period, which physically means that it is shifted in the transverse direction by half the grating period. Schematic representation of the basic operation of the modification of this installation is shown in Figure 2.6.

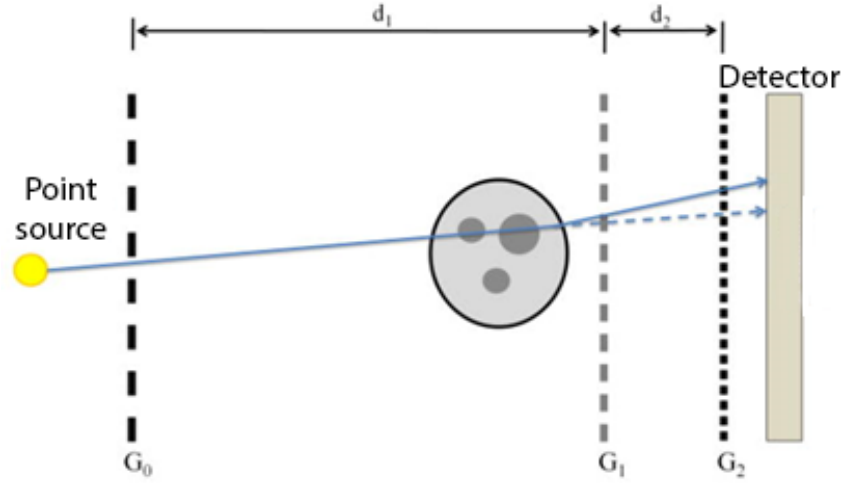


Figure 2.6. X-ray interferometry with the use of diffraction gratings Talbot

The grating G_0 is used to create a quasimonochromatic radiation. The grating G_1 is used for diffraction of the incident wave. In the general case, the lattice can be an absorption lattice or a phase-diffraction grating. In practice, in order to increase the efficiency of X-ray radiation, the phase grating with the highest diffraction efficiency is preferable. This makes a pure phase grating with a π -phase shift preferable because of its high diffraction efficiency. When a phase grating with a π -phase shift is used, the incident wave is refracted into ± 1 primary waves and secondary waves in each slit. For a phase grating with π -phase shift, the highest contrast of intensity modulation is observed when using the Talbot fractional lattice:

$$d = \left(\frac{2m - 1}{16} \right) \left(\frac{2p^2}{\lambda} \right) = \frac{2m - 1}{16} Z_T. \quad (2.5)$$

The interference pattern has a period of $\pi/2$. When the image of the object is placed in the beam, the distortion of the wavefront occurs due to the phase shift caused by the object. As a result, the additional phase is set by the refraction angle the intensity of the modulation beam:

$$I(x, y) \cong I_0 + I_1 \cos \left[2\pi \frac{x}{p_2} + \phi_a(x, y) \right], \quad (2.6)$$

Thus, analyzing the pattern of intensity modulation, it is possible to measure the refraction angle Θ and reconstruct local electron densities using the principles of tomographic imaging.

The advantages of this method include:

- simplicity of the unit;
- possibility of installing in an X-ray tube as a source of radiation;
- the possibility of upgrading existing clinical equipment in order to increase the contrast of images;
- high contrast of the resulting images due to the application of phase gratings.

Atsushi Mamusi et al. [1] used an X-ray Talbot interferometer to study rabbit liver tissue, which is affected by second-degree cancer, because due to their weak absorbing structure, traditional X-ray imaging methods cannot provide a high-quality image within the permissible dose of radiation.

For investigation, a special diffraction grating was made of gold, 30 μm thick and 20 \times 20 mm in size. The sample was fixed to a rotating rod and immersed in formalin. The flux density in the sample was approximately 1011 photons per second per 1 sq.mm. A five-step scanning performed at each turn of the sample increments over a period of 180 $^\circ$ with 0,72 $^\circ$ step. The images were recorded using a CCD camera in combination with an optical lens and a fluorescent screen with an effective pixel size of 4.34 mm. Exposure time was set at 1.0, 0.2 and 0.25 s, respectively. Figure 2.2 presents phase-contrast X-ray patterns of a rabbit liver specimen affected by a second-degree cancer. Figure 2.3 shows phase-contrast X-ray patterns of mouse tail samples.

Soft tissue structures such as muscles, ligaments, skin and cartilage had the same contrast as the bones, although the structure of the bones introduced some artifacts into the captured images. As a result of the experiment it was established that the spatial resolution of the image of the object under investigation is limited mainly by the grating period, as well as the detector resolution and the level of external noise. The authors concluded that to improve spatial resolution, a grid of a smaller period is required with an increase in its area.

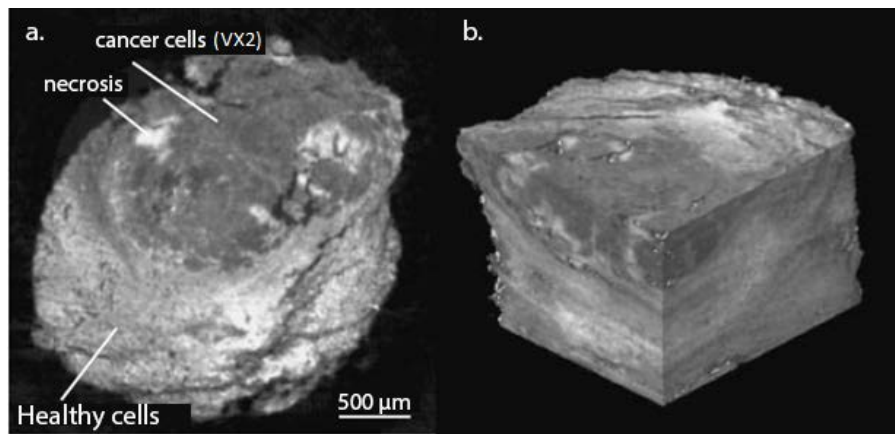
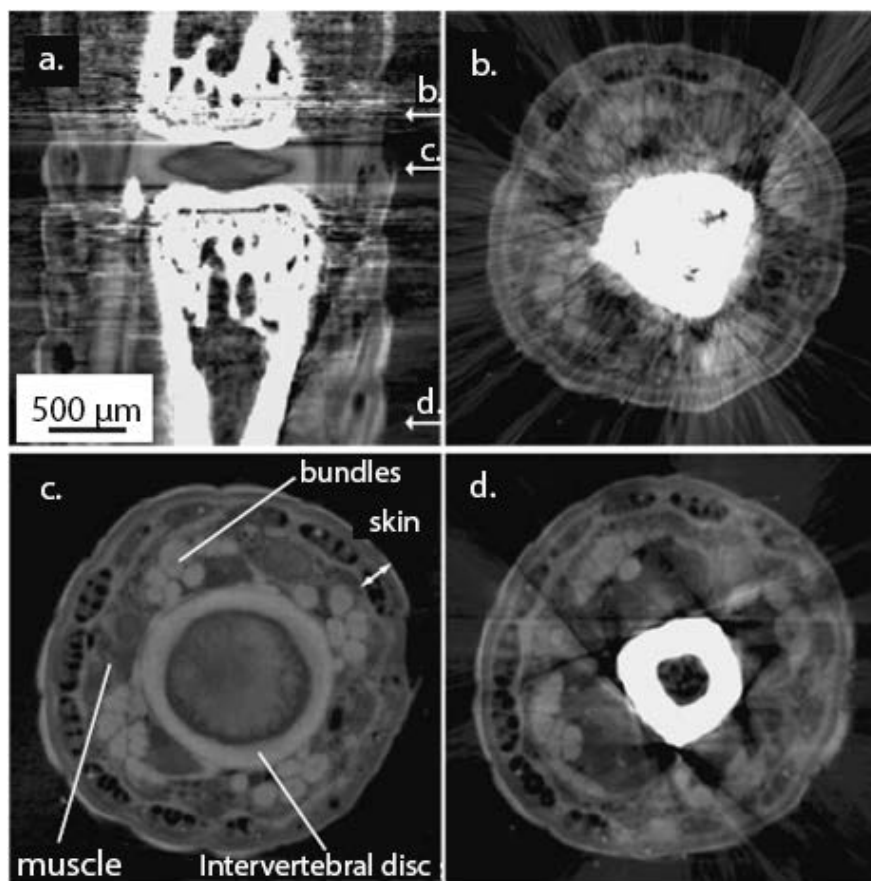


Figure 2.7. Cancer of the second degree in the tissues of the rabbit liver, phase X-ray tomography with a resolution of 0.1 nm, exposure time 1 s:
 a. Clearly distinguishable lesions and tissue necrosis,
 b. 3D reconstruction.



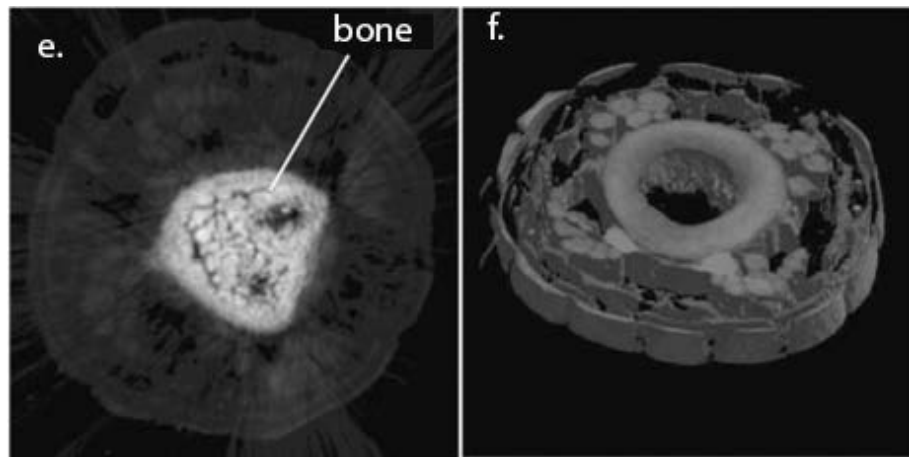


Figure 2.8. Phase X-ray tomography of mouse tail with a resolution of 0.07 nm, exposure time 0.2 s:
 a. The sagittal image;
 b, c, d. Axis images;
 e. 3D reconstruction.

2.3 X-ray diffraction

A typical X-ray diffraction system uses synchrotron radiation, silicon crystals, and very sensitive angle filters to obtain images of the refractive index of the samples.

The physical principle of diffraction lies in the method of measuring the refraction angle of X-rays after passing through the object. As schematically shown in Fig. 2.2, the key components of the method are a monochromator and a beam analyzer, which are made of silicon crystals. At the first stage, a quasi-monochromatic X-ray beam is created by selecting the appropriate crystal orientation to satisfy the Bragg diffraction conditions for a particular beam energy. When an almost monochromatic beam of X-rays passes through the object, the phase shifts cause the beam to deviate from the direction of propagation. Refraction leads to a change in the angle of the beam analyzer incident on the crystal. As a result, due to a deviation from the Bragg diffraction condition, the beam intensity changes after its diffraction on the analyzer crystal (Fig. 2.7).

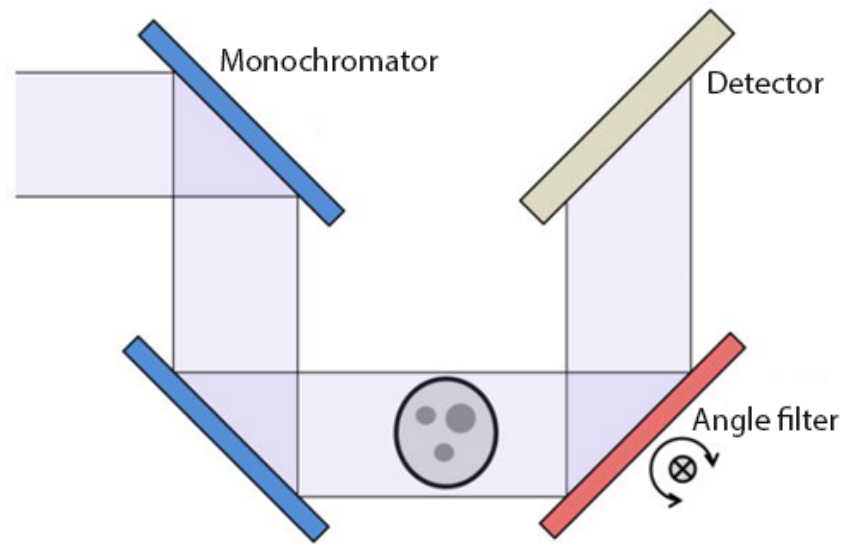


Figure 2.9. X-ray diffraction system

Suppose that the deviation from the Bragg angle θ_B is θ , then the intensity of the ray after the analyzer crystal from the diffraction angle is given by:

$$I = I_R R(\theta_B + \theta), \quad (2.7)$$

here $R(\phi)$ – analyzer profile;

I_R – the intensity of the beam incident on the crystal analyzer.

The analyzer is set to an angle $\theta = \pm\theta_D/2$. At this angle, if the incident beam does not experience any phase shift, the reflectance is 50%. However, when the phase shift occurs in the object, the beam will be refracted at an angle of. As a result, the intensity of the diffraction beam becomes:

$$I = I_R R\left(\theta_B \pm \frac{\theta_D}{2} + \Theta\right). \quad (2.8)$$

Solving the above expression for the angles θ_H and θ_L , we can obtain two equations for the two unknowns I_R and Θ :

$$I_L = I_R \left[R(\theta_L) + \frac{dR}{d\theta}(\theta_L)\Theta \right], \quad (2.9)$$

$$I_H = I_R \left[R(\theta_H) + \frac{dR}{d\theta}(\theta_H)\Theta \right], \quad (2.10)$$

here I_L, I_H – measurement of beam intensity at two positions of the analyzer.

From the solution of the above equations, we can obtain the refraction angle Θ :

$$\Theta = \frac{I_H R(\theta_L) - I_L R(\theta_H)}{I_L R'(\theta_H) - I_H R'(\theta_L)}, \quad (2.11)$$

When the object image rotates, the refraction angles at each position can be measured. Then, the electron density images can be reconstructed using the base relations (1.5) and (1.7) and the corresponding image reconstruction algorithms.

The diffraction method was studied mainly using synchrotron radiation. Nevertheless, it is also possible to generate quasi-monochromatic X-rays using a conventional X-ray tube and spectral filtration. Until now, the X-ray tube method has been used to process projection images. After complex spectral filtration and passage through the monochromator, the obtained X-ray flux is limited for use in medical imaging. However, the efficiency of X-rays in the method is reduced because of the loss of some of the X-ray radiation on the analyzer crystal. The use of monochromatic radiation can be useful in reducing the dose levels of patients.

The clinical application of diffraction, ultimately, can be limited by the requirement for high-monochromatic X-rays. Historically, synchrotron radiation allows the use of a monochromator while maintaining a high level of flux, and therefore it has been widely used as a source of radiation for imaging.

Приложение Б

Рентгенографические изображения четырех образцов гиалинового хряща и губчатой костной структуры, снятые под углами в 0° , 50° , 100° , 150°

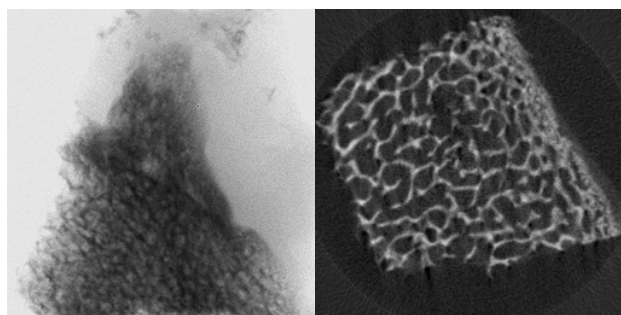


Рисунок Б.2а. Образец №1, угол 0°

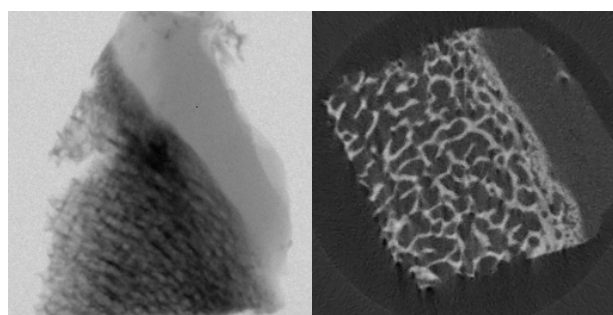


Рисунок Б.2б. Образец №1, угол 50°

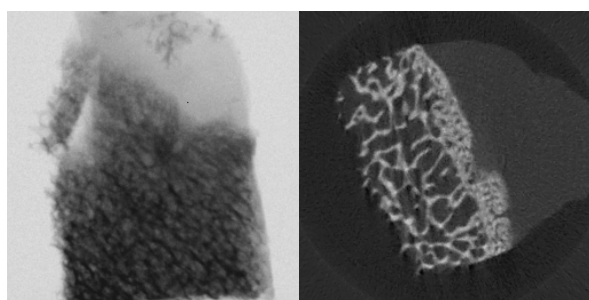


Рисунок Б.2в. Образец №1, угол 100°

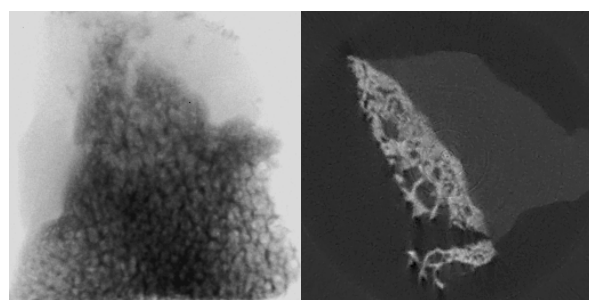


Рисунок Б.2г. Образец №1, угол 150°

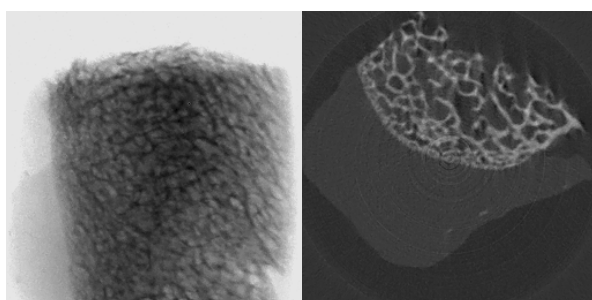


Рисунок 5.3а. Образец №2, угол 0°

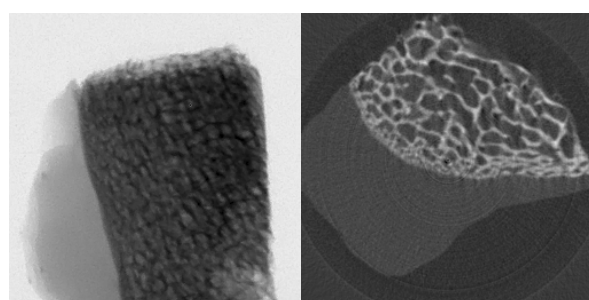


Рисунок 5.3б. Образец №2, угол 50°

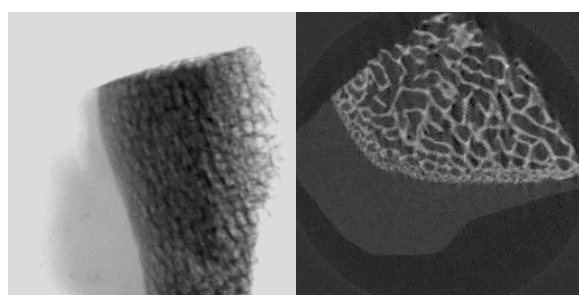


Рисунок 5.3в. Образец №2, угол 100°

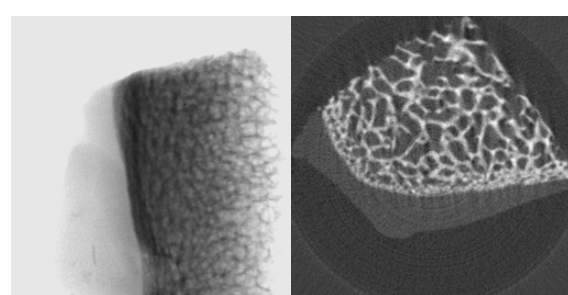


Рисунок 5.3г. Образец №2, угол 150°

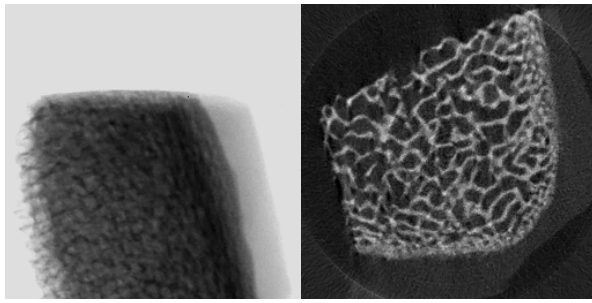


Рисунок 5.4а. Образец №3, угол 0°

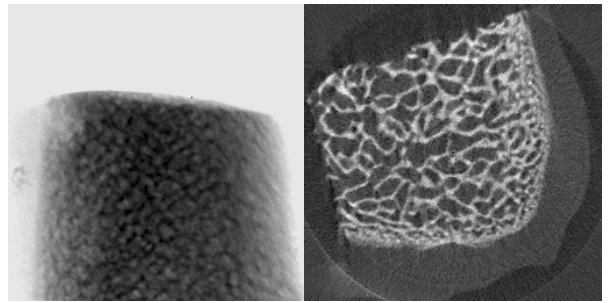


Рисунок 5.4б. Образец №3, угол 50°

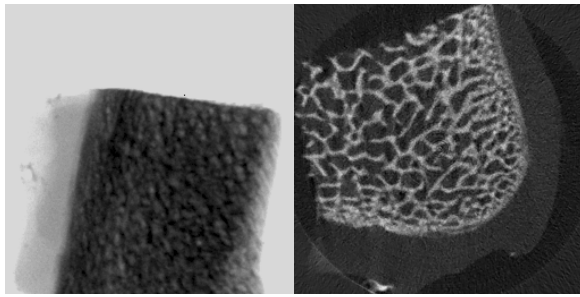


Рисунок 5.4в. Образец №3, угол 100°

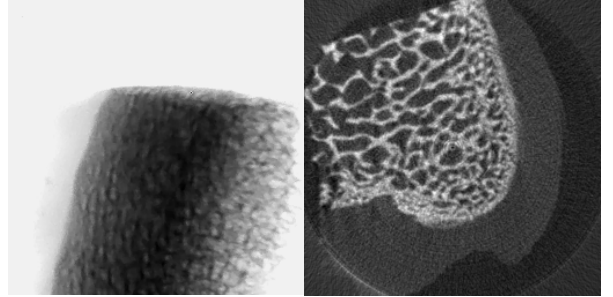


Рисунок 5.4г. Образец №3, угол 150°

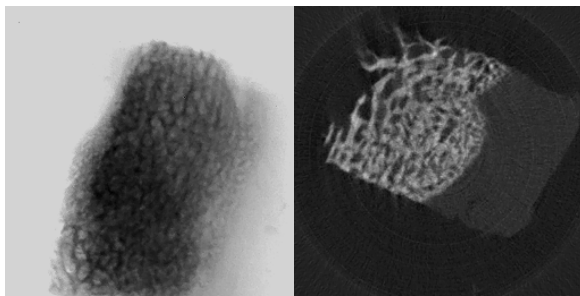


Рисунок 5.5а. Образец №4, угол 0°

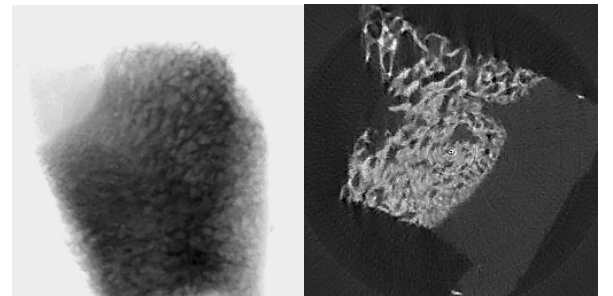


Рисунок 5.5б. Образец №4, угол 50°

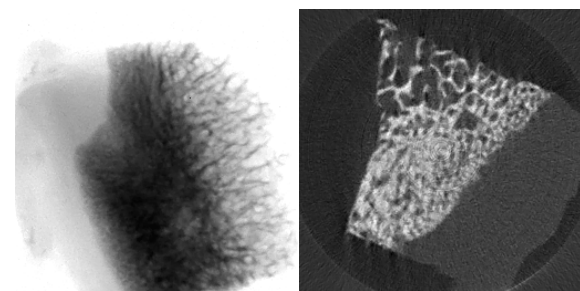


Рисунок 5.5в. Образец №4, угол 100°

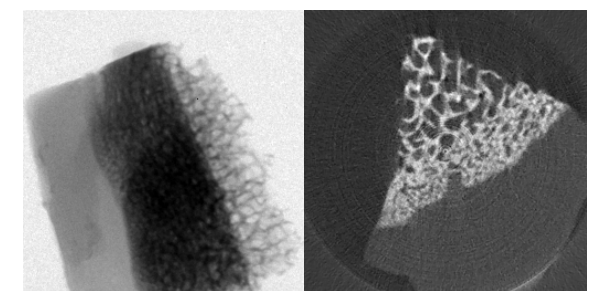


Рисунок 5.5г. Образец №4, угол 150°